Aus der Abteilung für Zahnärztliche Chirurgie und Parodontologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. W. Schulte
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Die freie Rückstellbewegung von Tübinger Implantaten im Oberkiefer-Frontzahn-Bereich während der ersten Millisekunden

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
Willy Holzwarth
aus Backnang

1985

UNIV.
LEIDEN

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546524_0012

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Chirurgie und Parodontologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. W. Schulte
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Die freie Rückstellbewegung von Tübinger Implantaten im Oberkiefer-Frontzahn-Bereich während der ersten Millisekunden

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
Willy Holzwarth
aus Backnang

1985

Dekan:	Professor Dr. H. D. Waller
1. Berichterstatter:	Professor Dr. W. Schulte
2. Berichterstatter:	Professor Dr. Dr. N. Schwenzer

REFO-DRUCK HANS VOGLER TÜBINGEN

Für meine Familie

INHALTSVERZEICHNIS

1 Einleitung und Aufgabenstellung 5

2 Das Tübinger Implantat

2.1 Konzept 6
2.2 Konstruktionsprinzip 6
2.3 Histologische Untersuchungen 7
2.3.1 Tierexperimentelle Untersuchungen 8
2.3.2 Bioptische Untersuchungen an Menschen 9

3 Bisherige Untersuchungen (Literatur) 10

3.1 Beweglichkeitsmessungen von Implantaten an tierischen und menschlichen Präparaten 12
3.2 Beweglichkeitsmessungen von Implantaten an Tieren 13
3.3 Beweglichkeitsmessungen von Implantaten an Menschen 15
3.4 Diskussion der bisherigen Beweglichkeitsmessungen 17

4 Eigene Untersuchungen

4.1 Meßapparatur 20
4.1.1 Elektrische Meßtechnik 23
4.1.2 Registrierung und Dokumentation 23
4.1.3 Kalibrierung der Meßapparatur 24
4.1.4 Meßablauf 26
4.2 Überprüfung der Meßapparatur 32
4.2.1 Implantat mit Suprakonstruktion 33
4.2.2 Implantat ohne Suprakonstruktion 33
4.2.3 Fehlerbetrachtung 38
4.3 Untersuchungsmaterial 41

5 Ergebnisse

5.1 Natürlicher Zahn 21 43
5.2 Implantat nach einem Monat Liegedauer 46

5.3 Implantate nach drei und sechs Monaten Liegedauer 48
5.4 Prothetisch versorgtes Implantat 50
5.5 Bindegewebig eingeheiltes Implantat 52
5.6 Tabellarische Darstellung der Meßergebnisse 54
5.7 Auswertung der statischen Gesamtauslenkung 57
5.8 Auswertung des schnellen Rückstellungsanteils 61
5.9 Auswertung der Restauslenkung 63

6 Diskussion

6.1 Meßergebnisse natürlicher Zahn 67
6.2 Statische Gesamtauslenkung 67
6.3 Die Rückstellbewegung 70

7 Ausblick 72

8 Zusammenfassung 73

9 Literaturverzeichnis 75

10 Lebenslauf

1 EINLEITUNG UND AUFGABENSTELLUNG

Mit der vorliegenden Arbeit wird das Bewegungsverhalten des Tübinger Implantats im Oberkieferknochen in horizontaler Richtung untersucht.

Das Tübinger Implantat ist nach umfangreichen experimentellen Untersuchungen an Tieren und Menschen entwickelt und in einem 9jährigen Zeitraum klinisch erprobt worden. Kenntnisse über das Bewegungsverhalten dieses Implantats liegen jedoch noch nicht vor, da bis zum Beginn dieser Untersuchungen Beweglichkeitsmessungen nur an Implantaten durchgeführt worden sind, denen eine völlig andere Konzeption zugrunde liegt, und die sich im Werkstoff, im Aufbau, in der Form und in der Oberflächengestaltung wesentlich vom Tübinger Implantat unterscheiden. Es soll daher durch Beweglichkeitsmessungen überprüft werden, ob das Tübinger Implantat durch rein knöcherne Einheilung im Kiefer verankert ist. Dabei wird insbesondere die initiale Rückstellbewegung untersucht, und zwar vor allem im Hinblick auf eine ein- oder zweiphasige Rückstellungscharakteristik. Die Beweglichkeit eines Implantats gilt als Maßstab für die Qualität seiner Verankerung im Knochen. Sie soll während der Einheilung, vor der prothetischen Versorgung und nach physiologischer Langzeitbelastung untersucht werden. Unter der Voraussetzung der ankylosierten Verbindung Implantat - Knochen sollen Kenntnisse über das elastische Verhalten des Oberkieferknochens gewonnen werden.

2 DAS TÜBINGER IMPLANTAT

2.1 Konzept

Das biophysikalische Konzept des Tübinger Implantats hatte ursprünglich zum Ziel, Zähne sofort nach ihrer Extraktion zu ersetzen. Darin unterscheidet es sich von den meisten anderen Implantatsystemen. Die Implantation kann unmittelbar nach der Extraktion eines Zahnes in derselben Sitzung vorgenommen werden, sofern keine Indikation für eine Wartezeit vorliegt, wie sie von SCHULTE /23/ angegeben wird. Im Verlauf der Erprobungszeit wurde das Tübinger Implantat auch als Spätimplantat in abgeheilten Kieferabschnitten bei gegebener Indikation zum Ersatz von Einzelzähnen oder als Pfeiler von Brücken und teleskopierenden Prothesen angewandt. Ein wichtiger Gesichtspunkt für die Konzeption des Tübinger Implantats ist der möglichst kleine Knochendefekt, der durch die Implantation entsteht. Bei der gewählten Implantatform wird auf ausladende Elemente verzichtet, so daß der Knochendefekt bei einem Verlust nicht größer ist als nach der Extraktion des ersetzten natürlichen Zahnes. Es besteht somit auch die Möglichkeit einer sofortigen Nachimplantation. Die Technik der Implantation soll im Rahmen dieser Arbeit nicht beschrieben werden, sie ist an anderer Stelle dargestellt /23/.

2.2 Konstruktionsprinzip

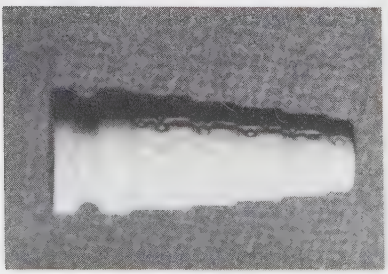


Abb. 1. Das Tübinger Implantat, der Aluminiumoxid-Keramikkörper mit seinen Stufen, Lakunen und der cervikalen Rille in der Seitenansicht.

Der Implantatkörper ist als Stufenzylinder mit kreisrundem Querschnitt ausgebildet Abb. 1 . An seinem cervikalen Ende besitzt er eine schräg verlaufende, cirkuläre, hochglanzpolierte Rille, in die das marginale Zahnfleisch mit dem inneren Saumepithel eingelagert werden kann. Dies ist als Schutz gegen mechanische Belastung, z.B. herabgleitende Speisen, von großer Bedeutung. Durch die Form und Anlage dieser Rille kann die Kontraktionspotenz der zirkulären Fasern des marginalen Zahnfleisches bei der Anlagerung an den Implantatkörper ausgenutzt werden. Da das Tübinger Implantat, wie jedes enossale Halbimplantat, zu einer Unterbrechung der ektodermalen Integrität führt, wird der Durchtrittsstelle des Implantatkörpers durch die Schleimhaut eine große Bedeutung beigemessen.

Die Form des Stufenzylinders mit abgerundeter Basis und abgerundeten Stufenkanten ermöglicht eine Krafteinleitung in verschiedenen Höhenzonen der künstlichen Alveole sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung. RIEDMÜLLER und SOLTESZ /26/ haben in spannungsoptischen Untersuchungen nachgewiesen, daß diese Implantatform im Vergleich zu anderen Zylinder- und Schraubenformen eine günstigere Krafteinleitung über die ganze Implantatoberfläche ermöglicht. Die Mäntel der Stufenzylinder sind mit Lakunen von ca. 900 µm Durchmesser versehen. In sie wachsen die Osteone mit ihren Zentralarterien bei der Anlagerung des Kieferknochens hinein.

Da die physiologische Druck - Zug Transformation der parodontalen Aufhängung des natürlichen Zahnes bei der Lastaufnahme nicht imitierbar ist, wird beim Tübinger Implantat das Prinzip der Oberflächenvergrößerung zur Verminderung der Druckwerte angewandt. Die Lakunen vergrößern die Implantatoberfläche im Vergleich zum natürlichen Zahn auf 145 %. Durch die Stufenform kann bereits eine Oberflächenvergrößerung auf 113 % errreicht werden. Eine weitere Oberflächenvergrößerung kommt jedoch durch die kristalline Struktur des Al_2O_3-Körpers zustande. Die hochreine Al_2O_3-Keramik vom Typ des Frialit wird von HEIMKE /5/ genau beschrieben.

2.3 Histologische Untersuchungen

Um Erkenntnisse über die Einheilung des Tübinger Implantats zu gewinnen, sind histologische Präparate sowohl von Tieren als auch von Menschen untersucht worden. Die hierfür von Menschen benötigten Gewebeproben wurden bei Patienten mit traumatischen Implantatfrakturen entnommen.

2.3.1 Tierexperimentelle Untersuchungen

Schulte und Mitarbeiter /24/ überprüften an Hunden verschiedene Implantatformen mit unterschiedlichen Oberflächenstrukturen. Die Implantate wurden in den horizontalen Ast des Unterkiefers eingesetzt. Während der Einheilungszeit und danach waren einige Implantate unbelastet inkorporiert und andere der physiologischen Kaubelastung der Tiere ausgesetzt.

Schon vor der histologischen Auswertung zeigten die Tierversuche, daß das biophysikalische Konzept des Tübinger Implantats sinnvoll ist. In den nachfolgenden mikroskopischen Untersuchungen durch Krempien, Schulte und Mitarbeiter /12/ wurde die bereits in früheren Versuchen festgestellte ausgezeichnete Biokompatibilität der Al_2O_3-Keramik bestätigt. Das Knochengewebe des Kieferknochens war so dicht an das Keramikmaterial herangewachsen, daß sich nach dem mechanischen Herauslösen der Implantate regelmäßig mineralisiertes Knochengewebe an der Keramikoberfläche befand. Die Knochenflächen, die von der Keramik abgelöst werden konnten, zeigten in ihrer Oberflächenstruktur einen Abguß der Materialeigenstruktur der Keramik.

Diese Befunde schließen die Existenz einer bindegewebigen Zwischenschicht aus. Die Betrachtung der Grenzfläche zeigte, daß Knochengewebe und Knochenmark miteinander wechseln und gemeinsam die Grenzfläche zur Keramik bilden. Dies macht deutlich, daß die Keramik nicht wie ein Fremdkörper allseits abgeschlossen, sondern in den Verbund Knochengewebe - Knochenmark integriert wird. Jedoch unterscheidet sich der strukturelle Aufbau des Knochens im Bereich der unbelasteten und der belasteten Implantate. Bei den letzteren fand man eine funktionell ausgerichtete Knochenstruktur. Das Knochengewebe hatte sich bevorzugt an den Implantatflächen und Lakunen angelagert, an denen die Lasteinleitung in den Knochen senkrecht zu den Übertragungsflächen erfolgt. Dagegen war an den Flächen, an denen Zugkräfte auftreten, die Knochenanlagerung teilweise ausgeblieben. Teilweise hatte sich osteoides Gewebe gebildet, das weniger lastaufnahmefähig ist - (Lastschattenphänomen) /23/. Nach Abschluß dieser Untersuchungen blieb zunächst die Frage offen, inwieweit die an Tieren gewonnenen Erkenntnisse auch auf den Menschen übertragen werden können.

2.3.2 Bioptische Untersuchungen an Menschen

BUESING und D'HOEDT / 3 / haben Explantate von drei Patienten untersucht.

Nach einer Funktionszeit von ca. zwei Jahren war es bei den Patienten durch akzidentelles Aufbißtrauma zur Fraktur gekommen. Die verbliebenen Implantatfragmente wurden mit umgebendem Knochen operativ entfernt, wobei Knochenreste so fest am Implantat hafteten, daß die Grenzfläche elektronenmikroskopisch untersucht werden konnte. Wie auch bei den Experimenten an Tieren erbringt die Untersuchung den Nachweis, daß ein unmittelbarer Kontakt zwischen Implantatkeramik und angrenzendem Kieferknochen hergestellt wird. Direkt auf der Implantatoberfläche sind typische vitale Osteozyten vorhanden und Blutgefäße ausgebildet, und es liegt eine Lamellenstruktur vor. Eine bindegewebige Interposition läßt sich jedoch nicht nachweisen. Daraus kann die Schlußfolgerung gezogen werden, daß die dauerhafte Verankerung der Implantate durch die biofunktionelle Formgebung gewährleistet ist und daß die Mikrostruktur der Keramikoberfläche die direkte Anlagerung von mineralisiertem Knochen begünstigt.

3 BISHERIGE UNTERSUCHUNGEN (LITERATUR)

GRISS, HEIMKE et al. /4/ führten mit Al_2O_3-Keramik Untersuchungsreihen an Schafen durch, bei denen sie Hüftendoprothesen implantierten. Für den Einheilungsverlauf und die Grenzflächenreifung des Knochens an der biokompatiblen Al_2O_3-Keramikfläche machen sie ähnliche Maßstäbe geltend, wie sie für den Vorgang bei der Knochenbruchheilung zutreffen - z.B. unter den Bedingungen der Marknagelung.

Es werden drei Phasen der Grenzflächenreifung angegeben:

I. Phase der Reparation (1 Monat) mit Faserkallusbildung;

II. Phase der Neuorientierung (1 - 2 Monate) mit Kallusdifferenzierung in Faserknochen, Faserknorpel und Bindegewebe;

III. Phase der Stabilisierung (1 - 3 Monate) mit lamellär, trajektioriell gerichtetem Grenzflächenumbau.

Überall dort, wo vorwiegend Druckspannungen auf die Grenzfläche Implantat/Knochen übertragen werden, wo also die einwirkende Kraft annähernd senkrecht zur aufnehmenden Fläche auftritt, finden sich lamellär trajektoriell gerichtete, tragfähige Knochenstrukturen. An Grenzflächen, an denen vorwiegend Zug- oder Schubspannungen, also Scherkräfte auftreten, wird noch nach längerer Zeit bindegewebiges oder faserknorpeliges Interponat gefunden, das keine tragfähigen Strukturen besitzt.

Auch der zeitliche Ablauf wird mit dem Vorgang bei der Knochenbruchheilung verglichen. Je fester die initiale Verbindung zwischen Keramik und umgebendem Knochen ist, desto weniger Zeit nimmt die mechanisch feste Verzahnung von Implantat und teils neu entstehendem, teils umgebautem Knochen in Anspruch.

Von H. C. LUHR /13/ wird der zeitliche Verlauf der Knochenbruchheilung in seinen Untersuchungen über die Kompressionsosteosynthese bei Unterkieferfrakturen dargestellt. Mit Biegefestigkeitsmessungen an experimentellen Unterkieferfrakturen beim Hund stellt er fest, daß nach 4 Wochen p.op. die mit Kompressionsosteosynthese versorgten Frakturen bereits eine Biegefestigkeit von 30 % der unversehrten Knochenfestig-

keit aufweisen, während die mit Drahtfixation versorgten Frakturen noch völlig beweglich sind. Nach 12 Wochen weisen beide Gruppen eine Biegefestigkeit von ca. 50 % der normalen Knochenfestigkeit auf. Damit zeigt LUHR, daß durch optimale Ruhigstellung und feste initiale Verbindung eine schnellere Knochenregeneration stattfindet. Ferner ist daraus zu ersehen, daß ein frakturierter Unterkiefer beim Hund 12 Wochen nach der Osteosynthese erst ungefähr die Hälfte seiner normalen Biegefestigkeit besitzt.

3.1 Beweglichkeitsmessungen von Implantaten an tierischen und menschlichen Präparaten

J. RANDZIO und W. FINGER /19/ haben Beweglichkeitsmessungen im Modellversuch durchgeführt. Verschiedene Implantatformen, wie Nadel- und Klingenimplantate nach SCIALOM, PRUIN, HEINRICH und LINKOW wurden in formalinfixierten Unterkieferknochen von Schweinen eingegliedert, teilweise miteinander verblockt und unter verschiedenen Belastungsrichtungen auf ihre Beweglichkeit hin überprüft.
Diese Messungen ergaben folgende Ergebnisse:

1. Der Mittelwert für die Auslenkung in bucco-lingualer Richtung beträgt 70 µm.
2. Es bestehen zwischen den einzelnen Implantattypen keine auffälligen Unterschiede in der Beweglichkeit.
3. Die Verblockung von Implantatpfeilern führte fast immer zu erhöhter Stabilisierung.
4. Die Bewegungscharakteristik der untersuchten Implantate bei Be- und Entlastung unterscheidet sich deutlich von der eines Zahnes. Beim Implantat wird eine lineare Auslenkung, proportional zur angreifenden Kraft, gefunden.

Das fehlende Parodontium beim Implantat wird als Ursache für das vom natürlichen Zahn abweichende Bewegungsverhalten angenommen.

P. TETSCH führte experimentelle Untersuchungen zur primären Stabilität von Extensionsimplantaten durch. Dabei verfolgte er das Ziel, die Beschaffenheit des Implantatbetts zu untersuchen. Mit zwei verschiedenen Maschineninstrumenten werden Osteotomien an resezierten Unterkieferkörpern von Tumorpatienten und an Hundeunterkiefern durchgeführt. Ein Instrument ist die von LINKOW angegebene Fräse als Turbineninstrument, das andere ist eine Oszillationssäge (Stryker) mit verschiedenen Sägeblättern. An den menschlichen Unterkiefern werden die Knochenschnittflächen mikroskopisch untersucht. In die Hundekieferkörper werden Rillen gefräst und gesägt, in die jeweils ein Blattimplantat nach LINKOW eingesetzt wird. An den Implantaten werden Beweglichkeitsmessungen in transversaler und vertikaler Richtung mit dem Periodontometer nach MÜHLEMANN durchgeführt. Bei Kräften zwischen 100p - 1000p ergeben sich Auslenkungen in transversaler Richtung zwischen 100 und 350 µm. Die signifikant höhere Auslenkung haben die Implantate, die in die gefräs-

ten Knochenrillen eingesetzt worden waren. Die Oszillationssäge wird zum Anlegen des Implantatbetts für das LINKOW-Implantat empfohlen. Der erste Grund ist die höhere Primärfestigkeit, die das Implantat erreicht; der zweite ist die Sterilisierbarkeit des Instrumentariums, die bei dem Turbineninstrument nicht gegeben ist.

3.2 Beweglichkeitsmessungen von Implantaten an Tieren

SCHNEIDER, KALLENBERGER und MESZAROS /20/ untersuchten die Beweglichkeit von enossalen Titanimplantaten bei Affen (erwachsene Bärenmakaken). Die Implantate wurden in den Unterkiefer eingepflanzt und von den Tieren funktionell belastet.

Bei vier Affen wird das rechte Seitenzahngebiet mit Ausnahme von "48" extrahiert, bei einem Affen die Frontzahngruppe von "32" bis "42". Die Abheilungsdauer der Seitenzahnregion beträgt 9 Monate, die der Frontzahnregion nur 2 - 3 Wochen. Es soll die Einheilung bei einer Implantation unmittelbar nach der Extraktion überprüft werden. In die Seitenzahngebiete werden 2-köpfige Titanblätter nach LINKOW implantiert, in das Frontzahngebiet ein einköpfiges. Die Implantate werden nur schwach eingeklopft und nicht fest im Kiefer verkeilt. Nach 5 - 8 Wochen Einheilungszeit werden die Implantatpfeiler in Brückenverbände mit den endständigen Zähnen einbezogen. Die Brücken werden fest einzementiert, die Okklusalflächen sind anatomisch gestaltet. 8 - 14 Tage nach der Implantation werden die ersten Beweglichkeitsmessungen mit dem Periodontometer nach MÜHLEMANN gemacht. Bei Belastung der Implantatköpfe mit 100p - 500p in bucco-lingualer Richtung ergeben sich Auslenkungen zwischen 20 und 200 µm. Die Beweglichkeit der gemessenen Kontrollzähne ist zu diesem Zeitpunkt höher. Nach 5 - 8 Wochen, im eingegliederten Brückenverband, entspricht die Beweglichkeit der Implantate ungefähr den Meßwerten der Kontrollzähne - ca. 100 µm bei 100p Belastung und 200 - 400 µm bei 500p Belastung. Bei Entfernung der Brücken nach einer Liegedauer von 8 - 14 Monaten ist die Mobilität der unverblockten Implantatpfeiler wesentlich höher - ca. 300 µm bei 100p Belastung und ca. 500 µm bei 500p Belastung. Die Kontrollzähne sind aufgrund von Überbelastung auch stärker gelockert. Die klinische und histologische Untersuchung zeigt ausgedehnte entzünd-

liche Infiltrate und Epitheltiefenwachstum. Alle Implantate sind von einer mehr oder weniger dicken Bindegewebsschicht umgeben, Knochenneubildung wird nicht eindeutig festgestellt.
Wegen der ungenügenden Lagestabilität der kaufunktionell belasteten Implantate wird diesen eine Indikation als alleinige Pfeiler einer Brückenkonstruktion nicht zuerkannt. Eingegrenzte Indikationsbereiche für die Anwendung der untersuchten Implantate werden jedoch angegeben.

PICTON, JOHNS, WILLS und DAVIES /17/ führten Beweglichkeitsmessungen an keilförmigen Blattimplantaten und Wurzelstift-Implantaten durch. Bei den Versuchstieren, ausgewachsene Macacairus-Affen, wurde das OK-Frontzahngebiet und das UK-Seitenzahngebiet für die Untersuchungen ausgewählt. Die wurzelspitzenamputierten Oberkiefer-Frontzähne wurden nach Aufbereitung mit einem Vitallium Kirschner Draht gefüllt, wobei man den Draht etwas länger als die ursprüngliche Wurzellänge beließ. Nach knöcherner Regeneration, ca. 6 Monate, wurden die Beweglichkeitsmessungen durchgeführt. Es ergab sich eine mit natürlichen Zähnen fast identische Bewegungscharakteristik. Die transapikale Stiftverankerung im Oberkieferknochen hat wenig Einfluß auf die Beweglichkeit der Zähne.

Zur Untersuchung im Seitenzahngebiet extrahierte man bei den Versuchstieren die beiden Prämolaren und den ersten und zweiten Molar auf einer Unterkieferseite. Nach 12 Wochen wurden Blattimplantate aus Titanium eingesetzt, die ca. 15 mm lang und mit einer Glaskrause um den Implantathals versehen sind, an die sich die Gingiva adaptieren soll. Der Implantatstumpf zur Befestigung der prothetischen Suprakonstruktion ragt frei in die Mundhöhle. Nach einer Liegedauer von 9 Monaten führte man Beweglichkeitsmessungen nach der Meßmethode von WILLS (1972) durch und zeichnete sowohl Kraft/Weg- als auch Weg/Zeit-Messungen auf. Die Zeitauflösung der Meßapparatur ist nicht angegeben. Nach den Graphiken zu urteilen, liegt sie jedoch oberhalb von 1/10 Sekunden. Als Bewegungscharakteristik ergibt sich:
Bei vertikaler Kraftrichtung bis 8 N Belastung wird keine Auslenkung festgestellt.
Bei horizontaler Kraftanwendung in bucco-linualer Richtung bis 5 N wurden Auslenkungen im Bereich von 2 µm gemessen. Die Auslenkung ist proportional zur angreifenden Kraft. Ein zweiphasiges Bewegungsverhalten wird nicht festgestellt. Bei plötzlichem Entlasten des ausgelenkten Implantats stellt sich dieses in weniger als 1/10 Sekunden auf seinen Ausgangswert zurück.

Aus dieser Bewegungscharakteristik wird der Schluß gezogen, daß das Implantat eine feste ankylotische Verbindung mit dem Kieferknochen eingeht. Es wird dabei mit erwogen, daß eine bindegewebige Membran um das Implantat zumindestens teilweise fehlt. Allgemein messen die Autoren der umstrukturierten Bindegewebsmembran im Sinne einer desmodontalen Differenzierung für die Verankerung des Implantats keine Bedeutung zu.

3.3 Beweglichkeitsmessungen von Implantaten an Menschen

OCHSENBEIN, LUTZ und MÜHLEMANN /16/ haben die Beweglichkeit und das Hysteresevеrhalten von LINKOW-Blattimplantaten untersucht. An elf Patienten wurden vierzehn Implantate gemessen; dreizehn davon waren im Unterkiefer- und eins im Oberkiefer-Seitenzahngebiet verankert. Als Meßapparatur wurden Kraft/Weg Meßinstrumente für linguo-buccale Auslenkung verwendet, die an einem X/Y-Schreiber angeschlossen waren. Die Wegänderung als Funktion der Zeit konnte damit ebenfalls aufgezeichnet werden. Das Auflösungsvermögen in der Weg/Zeit Aufzeichnung ist zeitlich im Bereich von Sekunden. Die Messungen wurden unmittelbar nach der Implantation, nach einem Monat, nach sechs und nach vierundzwanzig Monaten durchgeführt. Die Patienten wurden zwei Monate nach der Implantation mit abnehmbaren Brückenkonstruktionen prothetisch versorgt.

Die Meßergebnisse:
Unmittelbar nach der Implantation ist die Auslenkung bei einer Belastung von 500p ca. 50 µm. Die Rückstellung zeigt eine weitgehend einphasige, lineare Charakteristik. Nach 1, 6 und 24 Monaten steigt die Auslenkung bei gleicher Belastung auf 130 µm, 210 µm und 540 µm an. Die Rückstellung wird deutlich zweiphasig, wobei der zweite langsame Rückstellungsanteil, der von den Autoren als Hysterese bezeichnet wird, zunimmt. Als Ursache für die Zunahme der Hysterese und die größere Beweglichkeit der Implantate sehen die Autoren die mit zunehmender Liegedauer dicker werdende Bindegewebshülle an, die die Implantate einscheidet. Die von PICTON 1975 in seinen Tierversuchen gefundene ankylotische Verbindung zwischen Implantat und Knochen mit den daraus resultierenden geringgradigen Auslenkungen interpretieren sie als seltene Ausnahmeerscheinungen.

MÜHLEMANN stellt das Bewegungsverhalten eines replantierten Oberkiefer-Frontzahnes dem Bewegungsmuster des kontralateralen natürlichen Zahnes gegenüber /15/. Aufgrund des Röntgenbefundes geht er davon aus, daß der 5 Jahre vor der Untersuchung replantierte Zahn ankylotisch mit dem Oberkieferknochen verwachsen ist.
Bei der Gegenüberstellung der beiden Bewegungsmuster in einem Schaubild, in dem die Zahnauslenkung über der auslenkenden Kraft aufgetragen ist, sieht man, daß der ankylosierte Zahn ein rein elastisches, lineares, einphasiges Verhalten zeigt im Gegensatz zum viskoelastischen zweiphasigen Verhalten des desmodontal aufgehängten natürlichen Zahnes. Die Auslenkung des replantierten Zahnes beträgt bei einer Belastung von 500p ca. 100 µm. Dieser Wert ist vom Resorptionsgrad der Wurzel abhängig. Eine Weg/Zeit Messung wird von MÜHLEMANN in dieser Veröffentlichung nicht angegeben.

Auf Grund von Zwischenergebnissen der vorliegenden Arbeit führt SCHOLZ 1981 ergänzende Untersuchungen an Tübinger Implantaten und natürlichen Zähnen durch /22/. Das Bewegungsverhalten bei Stoßanregung wird vergleichend untersucht. Mit einem Perkussionsgerät, das automatisch einen oder mehrere Stöße auf den Prüfkörper gibt, in Stärke und Richtung ähnlich dem klinischen Perkussionstest mit dem Sondengriff, werden das Implantat und der Zahn nach oral ungefähr senkrecht zur Achsenrichtung ausgelenkt.

Die Bewegung des Prüfkörpers wird berührungslos mit induktiven Wegaufnehmern gemessen. Die Aufzeichnung wird als Weg/Zeit Diagramm dargestellt. Der Aufbau der Meßapparatur ist weitgehend mit der in der vorliegenden Arbeit verwendeten identisch. Gemessen werden 4 natürliche obere Schneidezähne an 4 Probanden sowie 4 Tübinger Implantate an 3 Patienten. Die Implantate sind klinisch und röntgenologisch unauffällig. Sie haben eine Liegedauer von 3 - 7 Monaten.

Die Ergebnisse zeigen:
Das Tübinger Implantat Abb. 2 führt unter der Wirkung eines transversalen Stoßes eine impulsförmige Auslenkung um ca 45 µm in oraler Richtung aus, der eine schwachgedämpfte Schwingung um die Ruhelage folgt. Die Schwingungsdauer beträgt ca.1 ms. Ein gleiches Verhalten zeigen die anderen 4 Implantate. Natürliche Schneidezähne Abb. 3 werden durch einen Stoß um ca. 85 µm ausgelenkt. Die darauf folgende Schwingung ist wesentlich stärker gedämpft und bereits nach einer Periode abgeklungen. Die Schwingungsdauer beträgt ebenfalls etwa 1 ms. Nach dem Abklingen der Schwingung be-

steht noch eine Restauslenkung von ca. 10 µm, die durch eine erheblich langsamere Rückstellbewegung aufgehoben wird. Alle 4 untersuchten Zähne stimmen in ihrem Bewegungsverhalten überein.

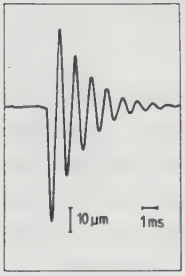


Abb. 2. Bewegung eines Tübinger Implantats nach transversaler Stoßanregung. Vertikal ist die Auslenkung von der Ruhelage, horizontal ist die Zeit aufgezeichnet.

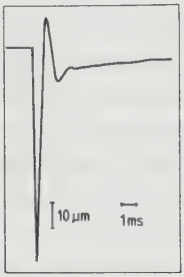


Abb. 3. Bewegung eines natürlichen Schneidezahns nach transversaler Stoßanregung. Vertikal ist die Auslenkung von der Ruhelage, horizontal die Zeit aufgetragen.

3.4 Diskussion der bisherigen Beweglichkeitsmessungen

Die Beweglichkeit verschiedener Implantate wurde an Präparaten, bei Tieren und am Menschen gemessen. Erkenntnisse davon können nur in sehr begrenztem Umfang auf das Tübinger Implantat angewendet werden, da es sich durch seine Konzeption, im Werkstoff, in der Form und der Oberflächenstruktur grundlegend von den bisher untersuchten Implantatsystemen unterscheidet.

Bei den Beweglichkeitsmessungen an Tierpräparaten wurde ein lineares Auslenkverhalten gefunden. Kenntnisse über das Bewegungsverhalten eines Implantats, das im vitalen menschlichen Kieferknochen verankert ist, können daraus nicht abgeleitet werden.

Die von SCHNEIDER, KALLENBERGER und MESZAROS in ihren Tierversuchen gewonnenen Erkenntnisse können für das Tübinger Implantat auch nicht als direkter Vergleich herangezogen werden, da die untersuchten Implantate bindegewebig eingeheilt waren, wogegen die Tübinger Implantate, wie in den vorangegangenen Untersuchungen angegeben, durch rein knöcherne Einheilung verankert sind.

In der Untersuchung von PICTON, JOHNS, WILLS und DAVIES wird an Affen gezeigt, daß ein ankylosiert mit dem Kieferknochen verbundenes Implantat eine weitaus geringere Beweglichkeit als ein natürlicher Zahn hat. Die gefundenen Werte sind natürlich nur für die untersuchte Implantatform, die sich grundlegend vom Tübinger Implantat unterscheidet, zutreffend und können nicht auf dieses übertragen werden.

Die Bewegungscharakteristik der von PICTON et al. untersuchten Implantate zeigt ein einphasiges rein elastisches Verhalten soweit die Bewegung durch die verwendete Meßapparatur und das Aufzeichnungsgerät aufgelöst werden konnte. Die Frage bleibt allerdings offen, ob dies auch der Fall ist, wenn das zeitliche Auflösungsvermögen der Meßeinrichtung im Bereich von Millisekunden liegt und nicht - wie hier - im Bereich von Sekunden. SCHOLZ /21/ hat festgestellt, daß bei ausgelenkten Zähnen der erste schnelle Rückstellungsanteil und der Übergang zur zweiten langsamen Phase in den ersten Millisekunden erfolgt. Ferner muß die Frage offenbleiben, wie die Verankerung der untersuchten Implantate einer langfristigen physiologischen Belastung standhält und welche Beweglichkeit sich dabei ergibt. Dieser Gesichtspunkt ist in der Untersuchung nicht berücksichtigt.

In der Literatur wird nur über eine einzige Beweglichkeitsmessung an Implantaten, die bei Menschen eingesetzt wurden, berichtet (OCHSENBEIN, LUTZ und MÜHLEMANN). Auch dieser Bericht befaßt sich mit Implantaten, die von einer Bindegewebskapsel umgeben sind. Die Erfahrungen aus dieser Studie könnten mit Untersuchungsergebnissen an Tübinger Implantaten, die von Bindegewebe umgeben sind, verglichen werden.

Die von MÜHLEMANN bei seiner periodontometrischen Messung am replantierten Zahn gefundene Linearität zwischen Kraft und Auslenkung gibt einen Hinweis auf ein mögliches elastisches Verhalten der ankylotischen Verbindung Zahn - Kieferknochen. Da die zeitliche Auflösung der Rückstellung jedoch unzureichend ist, kann das Ergebnis nur als Hinweis dienen. Der Absolutwert der Auslenkung kann nur begrenzt zum Vergleich mit Auslenkungs-

werten bei Implantatsmessungen herangezogen werden, da das Ausmaß der Wurzelresorption und damit die vorhandene Wurzeloberfläche nicht genau angegeben werden kann.

Nach den bisherigen Erkenntnissen ergibt sich als Aufgabenstellung für diese Arbeit, das Bewegungsverhalten des Tübinger Implantats im Oberkieferknochen durch geeignete Messungen zu untersuchen. Die Beweglichkeit des Implantats im Vergleich zur physiologischen Zahnbeweglichkeit soll im Hinblick auf die prothetische Gestaltung der Suprakonstruktion überprüft werden. Dabei ist die Untersuchung auf Bewegungen in orofacialer Richtung beschränkt. Das Bewegungsverhalten in vertikaler Richtung wird im Rahmen einer anderen Arbeit /14/ überprüft.

4 EIGENE UNTERSUCHUNGEN

4.1 Meßapparatur

Eine geeignete Meßapparatur steht zur Verfügung. SCHOLZ hat sie für seine Untersuchungen der freien Rückstellbewegung von Oberkieferschneidezähnen erstellt. Der Meßaufbau ist für Messungen am natürlichen Zahn oder einem Implantat, das bereits prothetisch mit Stiftaufbau und Krone versorgt ist, derselbe. Für ein prothetisch unversorgtes Implantat wird ein abgeänderter Meßaufbau verwendet, dieser wurde für die vorliegende Arbeit entwickelt.

Die horizontale Belastung des Implantats oder Meßzahnes geschieht durch einen an der Zahnkrone befestigten zweigeteilten Faden, der über eine Umlenkrolle geführt und mit angehängten Gewichten gespannt wird. Beim prothetisch unversorgten Implantat wird ein feinmechanisch paßgenau hergestellter Messingstift in die Implantatbohrung gesteckt. Der Stift verläuft - an seiner Oberseite rechtwinklig abgeknickt - über den Implantatrand hinaus und endet mit einer Öse, durch die ein Faden geschlungen ist. Am Ende des kurzen Fadens ist ein Häckchen angebunden. Zur plötzlichen Entlastung wird der zweite, längere Faden durchgebrannt. Dies ist ein bewährtes Verfahren für eine erschütterungsfreie Auslösung. ANDREAE et al. /1/ beschreiben ein ähnliches Vorgehen: Sie bewirken die Entlastung durch Zerschneiden eines gespannten Zwirnfadens. Für die Messungen der statischen Auslenkung und der freien Rückstellbewegung werden berührungslose induktive Wegaufnehmer (HOTTINGER-BALDWIN Tr. 8) ausgewählt /10/.

Aus der Abb. 4 ist der Meßaufbau für die prothetisch unversorgten Implantate mit dem Styropormeßkörper, dem auslenkenden Faden am Haltestift, dem Spulenpaar und dem elektrischen Blockschaltbild zu ersehen. Die Spulen haben einen Durchmesser von 8 mm und eine Länge von 16 mm (einschließlich der elektrischen Anschlüsse). Der Styroporkörper hat einen rechteckigen Querschnitt, der etwas länger als eine Zahnkrone ist. Der Meßkörper ist aus Stabilitätsgründen mit einer dünnen Schicht aus Phosphatzement (HARVARD, schnellhärtend) überzogen, mit diesem sind auf den Stirnseiten auch die Eisenfolien angeklebt. Der Körper wird - ebenfalls

mit Phosphatzement - am Implantat über dem Haltestift für den Faden befestigt. Der Haltestift wird zuvor in die Zugrichtung ausgerichtet, um bei der Anspannung des Fadens Torsionskräfte zu vermeiden. Die Abmessungen des Meßkörpers sind: Länge ca. 14 - 18 mm, Masse 0,4 g.

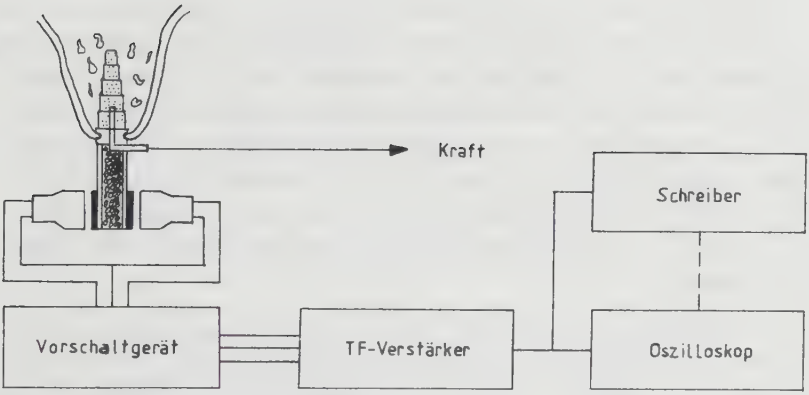


Abb. 4. Anordnung der beiden berührungslosen induktiven Wegaufnehmer und des Styropormeßkörpers zum Implantat; auslenkende Fadenschlinge und elektrisches Blockschaltbild.

Für die Messungen an prothetisch versorgten Implantaten wird der Meßkörper an der Schneidekante der prothetischen Krone befestigt. Als Meßkörper dient ein zylindrisches Kunststoffklötzchen, das beidseitig mit Eisenfolie beschichtet ist Abb. 5. Der Durchmesser des Klötzchens entspricht dem der Aufnehmerspulen, es ist ca. 4 mm dick und wiegt 0,3 g.

Die Eisenfolien haben stielartige Verlängerungen, mit denen der Meßkörper mittels Phosphatzement an die Schneidekante angekittet wird.

Die Meßkörper werden mit Hilfe zweier Einstellehren in den Luftspalt zwischen den beiden Spulen einjustiert. Die Einstellehren sind aus einer ca. 0,5 mm dicken Kunststoff-Folie geschnittene 8 mm breite Streifen. Durch die geringe Masse der Meßkörper ändert sich das Trägheitsmoment des Implantats bzw. Zahns nur unwesentlich; deshalb wird das Bewegungsverhalten minimal beeinflußt. Bei einer Bewegung des Zahns nehmen die Abstände des Meßkörpers zu den beiden Spulen zu bzw. ab, wodurch sich deren Induktivitäten verkleinern bzw. vergrößern. Die Induktivitätsänderung wird mit einer Wechselstrom-Meßbrücke erfaßt.

Zur Fixierung der Wegaufnehmer wird ein Mundeinsatz konstruiert. Als ortsfester Bezugspunkt am Kopf dienen die nicht bewegten Zähne des Oberkiefers. Durch Verblockung insbesondere der Seitenzähne läßt sich eine sehr stabile Verankerung erreichen. Der Mundeinsatz ist ein keilförmiger Körper aus Autopolymerisat, der in seiner äußeren Begrenzung einem durchschnittlichen Zahnbogenverlauf entspricht Abb. 5 . Zur intraoralen Befestigung wird der Mundeinsatz mit einer frischen Schicht Kaltpolymerisat versehen, in die der Patient einbeißt, so daß die Höckerspitzen individuelle Impressionen hinterlassen.

Am vorderen Ende des Mundeinsatzes ist sagittal ein Messingrohr eingelassen. Es hat eine Länge von 40 mm und ist gegen die Okklusionsebene um 15 ^{o} geneigt. Die lichte Weite ist mit 10 mm größer als der Durchmesser der Wegaufnehmer. In einem Feingewinde an der Innenseite laufen zwei Messinghülsen, in denen die Wegaufnehmer mit ihren Sockelgewinden eingeschraubt sind. Die Aufnehmer sind wie in Abb. 4 gezeichnet angeordnet, wobei der oral gelegene fest eingestellt ist und der faciale mit seiner Hülse von außen her verstellt werden kann.

Abb. 5. Der Mundeinsatz. Kunststoffkörper mit eingebetteten Aufnehmerspulen. Zwischen deren Stirnflächen sind der Kunststoffmeßkörper und die Einstellehren eingeklemmt.

4.1.1 Elektrische Meßtechnik

Die Induktivitätsänderung der Aufnehmerspulen, die proportional zur Auslenkung des Meßkörpers ist, wird mit Hilfe eines Trägerfrequenz-Meßverstärkers (kurz TF-Verstärker) in ein analoges elektrisches Gleichspannungssignal verwandelt. Messungen werden mit einem 50 kHz TF-Verstärker (HOTTINGER-BALDWIN KWS 3085) durchgeführt; technische Daten dieses Geräts: Brückenspeisespannung 5 Veff; Ausgangsspannung maximal $\pm$ 10 V; Meßfrequenzbereich 0 bis 10000 Hz (bei 1 dB), 0 bis 15000 Hz (bei 3 dB); Einstellzeit 0,025 ms; Überschwingen unter 7 %. Da für Messungen am menschlichen Körper oder in Körperhöhlen strengere Sicherheitsvorschriften gelten, als sie sonst für elektrische Meßgeräte bestehen, sind die Wegaufnehmer nicht unmittelbar, sondern über ein Vorschaltgerät (HOTTINGER-BALDWIN VG 750) an den TF-Verstärker angeschlossen. Durch dieses Vorschaltgerät wird der Meßstromkreis am menschlichen Körper galvanisch vom Eingangsstromkreis des Meßverstärkers getrennt.

4.1.2 Registrierung und Dokumentation

Die Bewegung des Implantats während des Meßvorgangs registriert ein Mehrkanal-Linienschreiber (Watanabe "Multicorder"), an den der TF-Verstärker-Ausgang angeschlossen ist. Die Einstellzeit des Linienschreibers beträgt für die Skalenbreite ca. 0,5 s. Teilweise wurden die Messungen mit einem Kanal des Schreibers vorgenommen. Die schnell ablaufende Rückstellbewegung wird durch ein Kathodenstrahl-Oszilloskop registriert, wobei das elektrische Meßwertsignal auch auf dessen Y-Ablenkung geführt wird (vgl. Abb. 4).

Die Dokumentation der schnellen Rückstellbewegung erfolgt über ein Digital-Speicher-Oszilloskop (GOULD OS 4000). Es ist ein Gerät, dessen Bildschirm auf der Zeitbasis in 1024 Speicherplätze zu je 256 Stufen in der Vertikalen aufgeteilt ist; die Auflösung beträgt 0,1 % auf der Zeitachse und 0,4 % in der Vertikalen. Das Eingangssignal wird in einem bestimmten Zeittakt gemessen und digitalisiert auf dem ersten Speicherplatz der X-Ablenkung festgehalten. Jeder gespeicherte Wert rückt im gleichen Zeittakt um einen Speicherplatz weiter nach links. Auf dem Bildschirm entsteht dabei

eine Kurve, an deren rechtem Ende der letzte Wert angegeben ist ("Roll Mode"). Die Informationsspeicherung kann jederzeit gestoppt werden, so daß die aufgezeichnete Kurve auf dem Bildschirm stehenbleibt. Die Triggerung wird automatisch durch das Meßereignis ausgelöst (interne Triggerung). Mit einem eingebauten Digital-Analog-Wandler kann die gespeicherte Meßkurve auf einen normalen Linienschreiber übertragen werden; hierfür benutzt man einen zweiten Kanal des bereits erwähnten Mehrkanalschreibers. +

4.1.3 Kalibrierung der Meßapparatur

Zur Kalibrierung der Meßapparatur wird eine mechanische Meßuhr verwendet, die eine Ablesegenauigkeit von 5 µm hat. Sie wird an einem Stativ fest verankert und an dessen Bodenplatte der Mundeinsatz mit Autopolymerisat fixiert. Wie bei einer Messung am Implantat wird der Meßkörper mit den Einstellehren in derselben Weise zwischen den Aufnehmerspulen befestigt. Die mechanische Meßuhr und der Mundeinsatz mit Meßkörper sind so angeordnet, daß der bewegliche Meßtaster der Meßuhr am Meßkörper festgeklebt werden kann. In dieser Ausgangsstellung erfolgt der elektrische Abgleich der Meßbrücke und die Einstellung des Oszilloskops. Das Oszilloskop ist wie in 4.1.2 (Registrierung) beschrieben mit einem zweiten Kanal des Linienschreibers verbunden. Parallel dazu ist ein Digitalvoltmeter geschaltet, auf dem die Ausgangsspannung des Oszillographen abgelesen und mit der vom Linienschreiber aufgezeichneten Spannung verglichen werden kann; damit läßt sich die Aufzeichnungsgenauigkeit des Linienschreibers überprüfen.

Nachdem die Einstellehren aus dem Luftspalt herausgezogen sind, wird der Taster mit dem angeklebten Meßkörper vorsichtig von Hand verschoben und in Abständen von 10 µm arretiert. Die gewonnenen Meßdaten werden in ein Diagramm eingetragen. Bis 100 µm Auslenkung ergibt sich eine lineare Kalibrierkurve Abb. 6.

+ Leihgabe der deutschen Forschungsgemeinschaft

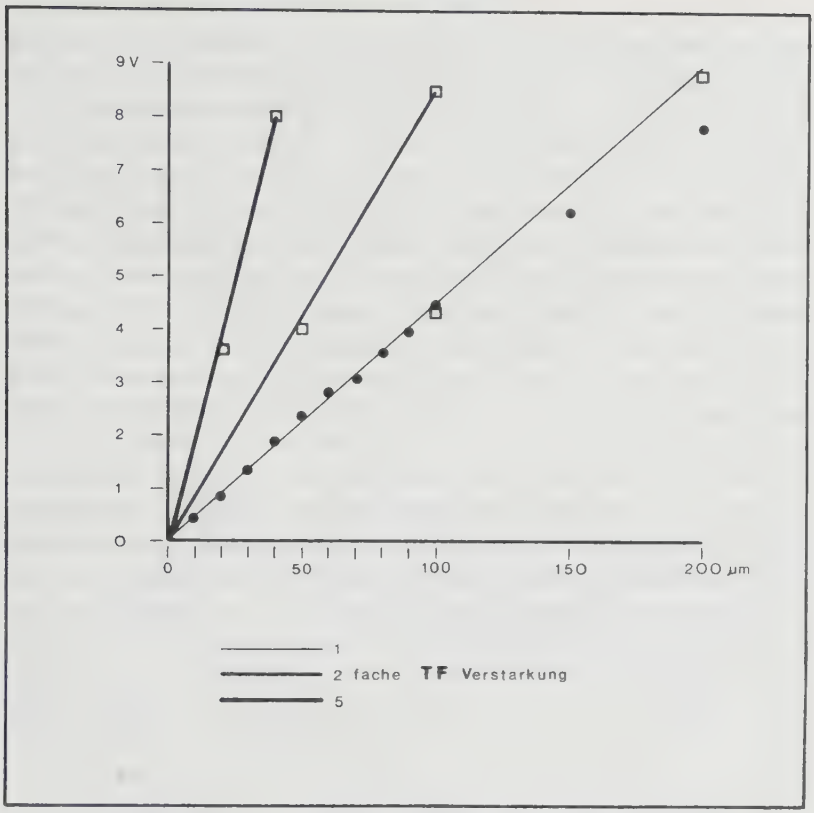


Abb. 6. Kalibrierkurven für einen Weicheisenmeßkörper und einen beidseitigen Luftspalt von 0,5 mm in Verbindung mit dem 50 KHz TF-Verstärker. Vertikalachse: Ausgangsspannung in Volt; Horizontalachse: Meßweg in µm. Zwei Meßreihen sind durch verschiedene Symbole gekennzeichnet.

Bei 150 µm ist der angezeigte Wert um 12 % niedriger als der linear errechnete und bei 200 µm um 8 %. Am folgenden Tag wird der Meßaufbau zur Kalibrierung in gleicher Weise aufgebaut und jeweils nach 1 Stunde laufender Betriebszeit die Kalibrierwerte für 100 µm Auslenkung kontrolliert. Bei 2 und 3 Stunden Betriebszeit werden die gleichen Kalibrierwerte abgelesen wie nach 1 Stunde und wie am Tag zuvor. Bei 200 µm Auslenkung ergibt sich ein um 4 % niedrigerer Wert. Wird die Empfindlichkeit des TF-Verstärkers verdoppelt und der ausgelenkte Weg des Meßkörpers dafür halbiert, so bleibt die Spannungsänderung gleich. Bei der fünffach erhöhten TF-Verstärkung und dem fünffach verringerten Weg ist die Spannungsänderung um 10 % zu gering. Bei der kleineren Auslenkung der mechanischen Meßuhr und der hohen TF-Verstärkung fällt der Ablesefehler an der Meßuhr stärker ins Gewicht.

Als Meßpunkt für die angegebenen Auslenkungswerte gilt ein Punkt, der außerhalb der Inzisalkante, dem Mittelpunkt der Spulen des Mundeinsatzes, liegt. Hierbei gilt allerdings eine maximale Schwankungsbreite von $\pm$ 2 mm. In der Fehlerbetrachtung wird auf die Auswirkungen eingegangen, die dies auf die tatsächlichen Auslenkungswerte hat.

4.1.4 Meßablauf

Die Vorbereitungen für eine Messung gestalten sich unterschiedlich, je nachdem, ob das Implantat bereits mit einer Krone versorgt ist oder nicht. Der Hauptunterschied ist durch die verschiedenartige Form und Anbringung des Meßkörpers am Implantat bedingt. Bei einem prothetisch unversorgten Implantat wird der Styropormeßkörper, an dem die Eisenfolien bereits mit

Phosphatzement (Havardt) angeklebt sind, außerhalb des Patientenmundes mit Hilfe der Einstellehren zwischen die beiden Aufnahmespulen einjustiert. Danach wird der Mundeinsatz im Bereich der Oberkieferseitenzähne mit autopolymerisierendem Kunststoff (Paladur) beschickt. Hat diese Schicht eine plastische Konsistenz angenommen, wird der Mundeinsatz so in den Patientenmund eingepaßt, daß das Ende des Meßkörpers dichten Kontakt mit der Implantatoberfläche hat und die Höcker der Seitenzähne einen ausreichend tiefen Einbiß in den Kunststoff haben. Bei dem Arbeitsgang kann es notwendig sein, daß der Mundeinsatz nacheinander zweimal aus dem Mund genommen werden muß, um evt. den Styroporméßkörper zu kürzen oder um den Kunststoff zu korrigieren. Die Seitenzähne müssen einerseits ausreichend durch den Kunststoff gefaßt sein, um eine absolut stabile Befestigung des Einsatzes am Oberkiefer zu gewährleisten, andererseits darf der Kunststoff jedoch nicht in die Zahnzwischenräume fließen, damit der Mundeinsatz wieder leicht entfernt werden kann. Wegen der starken Erwärmung im Mund des Patienten wird der Mundeinsatz zum Aushärten der Kunststoffschicht herausgenommen, jedoch nach Abkühlung nochmals einprobiert. Danach trägt man auch auf der Unterseite des Mundeinsatzes frischen Kunststoff auf, in den dann die Unterkieferseitenzähne leicht einbeißen. Während dieses Polymerisierungsvorganges werden alle angeschlossenen Geräte, die inzwischen warmgelaufen sind, auf ihre Funktionsfähigkeit hin geprüft; danach erfolgt der elektrische Abgleich am TF-Verstärker. Bevor man den Stift, an dem der Faden zieht, in die Implantatbohrung steckt, wird die Implantatoberfläche, an die der Meßkörper geklebt wird, gereinigt und getrocknet. Um sie trocken zu halten, läßt man den Patienten allseits auf Watterollen beißen. In zeitlicher Abstimmung wird nochmals Kunststoff und Phosphatzement angemischt. Von dem dünnflüssigen Kunststoff läßt man ein wenig als Klebemittel in die Impressionen des Mundeinsatzes laufen. Mit dem Zement wird das Styropor des Meßkörpers allseitig ummantelt. Nachdem die Watterollen entfernt sind, wird der Einsatz in den Mund eingefügt. Dabei ist darauf zu achten, daß der Meßkörper am Implantat gut anklebt. Der Stift mit dem Faden muß in Zugrichtung gedreht sein, damit beim Anspannen des Fadens kein Drehmoment auftritt, das den angeklebten Meßkörper absprengen könnte. Der Patient beißt so lange in die vorhandenen Impressionen, bis der Kunststoff und der Phosphatzement ausgehärtet sind. Danach kann er sich entspannen, weil auch der Unterkiefer fest mit dem Mundeinsatz verbunden ist.

Der Meßvorgang an einem überkronten Implantat gestaltet sich einfacher, wenn sich der Meßkörper gut an die Inzisalkante anpaßt, an die er ange-

klebt wird. Da der Meßkörper mit einem gewissen Spielraum über die Schneidekante geschoben werden kann, ist das Einpassen in vertikaler Richtung einfacher als beim unversorgten Implantat. Bevor der Mundeinsatz endgültig eingesetzt wird, befestigt man den um die Implantatkrone geschlungenen Faden palatinal mit einem Tropfen Phosphatzement. Im übrigen laufen die Vorbereitungen wie vorher bereits beschrieben ab.

Nach dem Abgleich des TF-Verstärkers müssen die beiden Einstellehren zwischen dem Meßkörper und den Aufnehmerspulen entfernt werden, damit das Implantat frei beweglich ist. Um sie leichter herausziehen zu können, wird die vordere Spule etwas herausgeschraubt und anschließend wieder so weit zurückgeschraubt, bis der elektrische Abgleich wieder hergestellt ist.

Die elektrischen Kabel, die vom Mundeinsatz zum Vorschaltgerät führen, werden mit einem Faden so weit nach oben gehängt, daß sie vom Mund aus eine Strecke waagerecht verlaufen. Damit sollen Abzugskräfte vermieden werden, die bei Kopfbewegungen des Patienten während der Meßpausen den Mundeinsatz von den Oberkieferzähnen lösen könnten. Bei den späteren Messungen stellte sich sichtbar ein zwar geringes, bei der großen Verstärkung der Meßapparatur jedoch erhebliches Spiel im Feingewinde zwischen der Spule und der Messinghülse des Mundeinsatzes ein. Geringe Kopfbewegungen der Testperson führten zu Relativbewegungen der Spule. Um die Auswirkung auf den elektrischen Abgleich und damit auf die Grundlinie der Meßkurven auszuschalten, wird das elektrische Kabel und die Messinghülse am Austritt des Kabels aus der Hülse mit Phosphatzement verklebt. So sind beide Körper starr miteinander verbunden. Der Zement wird nach Abschluß der Messung wieder abgesprengt.

Abb. 7 zeigt einen Patienten mit Mundeinsatz während einer Messung. Das Implantat ist bereits prothetisch versorgt. Der Kopf des Patienten wird durch die Nackenstützen des Untersuchungsstuhles in gleichbleibender Position gehalten. Der Faden, der entweder mit dem abgewinkelten Stift im Implantat steckt oder mit einer Schlinge um die Implantatkrone gelegt wird, hat an seinem Ende ein Häckchen, in das für jede Einzelmessung ein neuer Faden eingehängt werden kann. Der Faden verläuft über eine Umlenkrolle, die verstellbar an einem Stativ befestigt ist, senkrecht zur geschätzten Implantatachse. Am Fadenende wird ein Wägeteller mit den angehängten Gewichten vorsichtig von Hand eingehängt, bis sich der Faden spannt und die volle Last übernommen hat. Der verwendete Faden ist einfaches Nähgarn, das eine Reißfestigkeit von ca. 10 N besitzt.

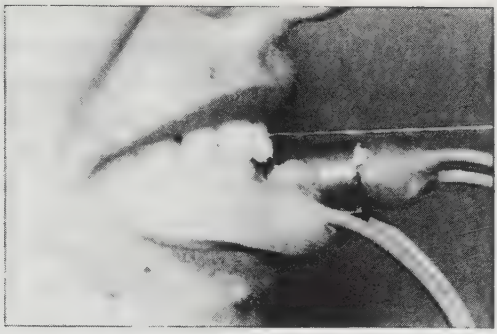


Abb. 7. Der Mundeinsatz in situ bei der Messung an einem prothetisch versorgten Implantat. Der Meßkörper ist an die Inzisalkante der Krone zementiert und ragt in den Luftspalt zwischen den Spulen. Der Faden ist zur Auslenkung des Implantats gespannt.

Zur Einleitung der freien Rückstellbewegung wird das Fadenstück gleich hinter des Schlinge durchgebrannt, um die am Implantat verbleibende Fadenlänge und -masse nicht unnötig zu vergrößern. Das herabfallende Gewicht wird mit der Hand aufgefangen. Für die Belastung stehen hauptsächlich 100 g-Gewichtsteine zur Verfügung. Die Gewichtskräfte werden im folgenden in Newton (N) angegeben, dabei wird die abgerundete Umrechnung 1 N = 100p benutzt.

Um die geeignete Verstärkung der Meßapparatur zu ermitteln und ihr Ansprechen auf Bewegungen zu prüfen, wird das Implantat vor Beginn einer Rückstellmessung mit einer leichten und einer mittleren Kraft probebelastet. Mit Hilfe des elektrischen Abgleichs am TF-Verstärker wird die Grundlinie des Oszilloskops immer auf das anfänglich festgelegte Null-Niveau eingestellt. Mit dieser Korrektur ist gewährleistet, daß auch die mit dem Mehrkanallinienschreiber aufgezeichneten Meßkurven bei jeder Messung von der anfänglich festgelegten Null-Niveau-Linie aus gezeichnet werden.

Während des Meßvorganges läuft der Linienschreiber kontinuierlich mit. Alle Bewegungen des untersuchten Implantats, sowohl der Belastungsvorgang als auch die freie Rückstellbewegung, werden von ihm aufgezeichnet. Abb. 8 zeigt den Mitschrieb des Linienschreibers von einer Rückstellmessung an einem Implantat, das anstelle des Zahnes 21 eingesetzt ist. Nach oben ist die vestibuläre Auslenkung, nach rechts die Zeit gerichtet.

Am Punkt A hat das Implantat innerhalb der Nullinienschwankungen die Auslenkung Null. Von A - C wird die vorgesehene Gewichtslast langsam von Hand auf das Implantat übertragen; bei B erfolgt eine Probeentlastung, um die Triggerung des Speicheroszilloskops zu überprüfen. Bei C wirkt die volle Gewichtskraft von 6 N; diese statische Gesamtauslenkung von 18 µm bleibt noch für einige Sekunden bestehen, bevor bei D der Faden durchgebrannt wird. Die anschließende freie Rückstellbewegung E verläuft sehr schnell; die Kurvensteigung wird durch die Einstellgeschwindigkeit des Schreibers bestimmt und stellt daher keine aufgelöste Bewegung dar. Das Implantat stellt sich bei F, von den Schwankungen der Meßapparatur überlagert, auf sein neues Ausgangsniveau ein.

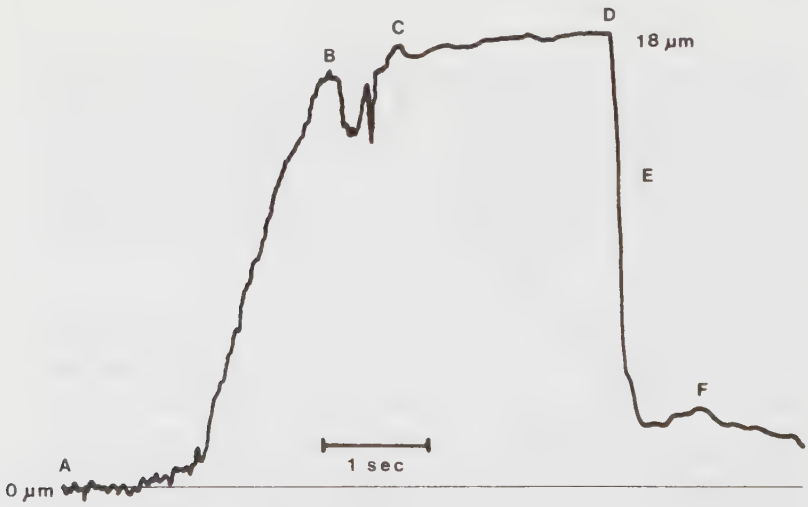


Abb. 8. Schreiberregistrierung eines Meßvorgangs an einem Implantat 21. A - C: Langsame vestibuläre Belastung mit 6 N. Bei B Probelastung. C - D: Erreichen der statischen Gesamtauslenkung 18 um. Bei D Durchbrennen des Fadens und Beginn der freien Rückstellbewegung E. F: Einstellung auf das neue Ausgangsniveau.

Ein Digitalspeicheroszilloskop, das parallel zum Linienschreiber geschaltet ist, erfaßt die schnelle Rückstellbewegung; speichert durch interne Triggerung einen Strahldurchlauf und überträgt anschließend mit Hilfe des eingebauten Digital-Analog-Wandlers die Kurve auf den Linienschreiber.

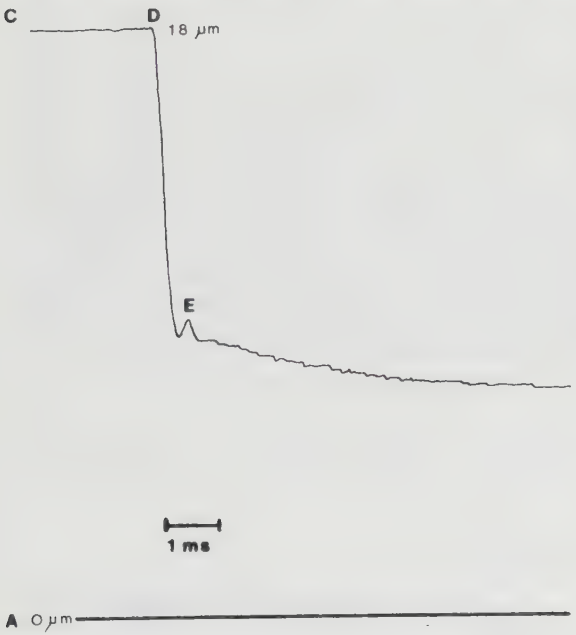


Abb. 9. Rückstellbewegung desselben Implantats 21 wie in Abb. 8 in den ersten 10 Millisekunden. Horizontal ist die Zeit aufgetragen; vertikal die Auslenkung. Der im Oszilloskop gespeicherte Kurvenverlauf ist mit dem Linienschreiber aufgezeichnet.
A: Ausgangsniveau
C: Statische Gesamtauslenkung 18 µm.
D: Durchbrennen des Fadens mit Beginn der freien Rückstellung.
E: Übergang von der schnellen zur langsamen Rückstellung.

Die Abb. 9 zeigt die schnelle Rückstellbewegung der oben beschriebenen Messung, durch das Digitalspeicheroszilloskop aufgenommen und auf den Linienschreiber übertragen. Nach oben ist die Auslenkung und nach rechts die Zeit aufgezeichnet. Der Zeitbalken stellt das Intervall von einer Millisekunde dar. Bei dieser Aufzeichnung ist die Rückstellbewegung zeitlich aufgelöst.

Die untere Linie A stellt das Nullniveau des unbelasteten Implantats dar; die obere Linie C die statische Auslenkung von 18 µm. Am Punkt D wird der Faden durchgebrannt und damit das Implantat plötzlich entlastet. Die Rückstellung erfolgt bei diesem Implantat bis zur Hälfte der ausgelenkten Wegstrecke (Punkt E) annähernd linear und geht dann in eine langsamer verlaufende Bewegung über; der Übergang ist durch Schwingungen gekennzeichnet. Am Ende der Meßkurve hat der Bewegungsablauf des Implantats das Zeitintervall von 10 Millisekunden durchlaufen. Die restliche Rückstellung bis zum Nullniveau ist in dieser Aufzeichnung nicht enthalten.

Zwischen den einzelnen Messungen werden Pausen von 1 - 2 Min. oder auch mehr eingelegt. Nach Abschluß der Meßserie läßt sich der Mundeinsatz wieder mühelos herausnehmen, da sich der Kunststoff leicht ablöst. Im allgemeinen löst sich dabei auch das Aufnehmerteilchen vom Implantat bzw. von der Schneidekante der Mantelkrone. Auch lassen sich Restbestandteile des Dentalzements leicht absprengen. Mundeinsatz, Meßkörper und der abgewinkelte Stift mit Häkchen sind gründlich zu reinigen und anschließend zu desinfizieren. Der Mundeinsatz kann für neue Messungen wieder verwendet werden, wenn die aufgetragene Kunststoffschicht mit den Zahnimpressionen abgefräst wird.

4.2 Überprüfung der Meßapparatur

Im folgenden Kapitel soll untersucht werden, inwieweit die Meßeinrichtung geeignet ist, die an sie gestellten Anforderungen zu erfüllen. Es wird geprüft, in welchen Bereichen Fehlerquellen vorhanden sind und in welchen Grenzen sich diese bewegen. Zunächst werden in Vorversuchen mechanische Probleme im Bereich des Aufnehmerteils untersucht.

4.2.1 Implantat mit Suprakonstruktion

Wird an einem Implantat, das bereits prothetisch mit einem Stiftaufbau und einer Krone versorgt ist, eine Rückstellmessung durchgeführt, so unterscheidet sich der Meßaufbau im Bereich des Aufnehmerteils nicht von dem, wie er bei einer Messung an einem natürlichen Zahn verwendet wird; hierauf wurde bereits im Kapitel "4.1 Meßapparatur" hingewiesen. Beim überkronten Implantat kann, wie beim natürlichen Zahn von SCHOLZ /21/ beschrieben, der Weicheisen-Meßkörper aus räumlichen Gründen nicht auf die Labial- oder Palatinalfläche der Zahnkrone geklebt werden, sondern muß freitragend außerhalb der Schneidekante sitzen. Der Meßkörper darf nicht durch Eigenschwingungen solche des Meßobjekts vortäuschen. SCHOLZ fand durch invitro-Versuche heraus, daß das steife, doppelseitig mit Weicheisenfolie beschichtete Kunststoffklötzchen eine abgeschätzte Eigenfrequenz von 5,5 KHz hat; dabei läßt sich jedoch nicht genau unterscheiden, ob es sich um die Schwingung des Meßklötzchens am Zahn, um die elastische Nachwirkung des Lagers, in dem der Zahn steckt, oder um die Biegeschwingungen des Zahns selbst handelt, was aufgrund der hohen Schwingungsfrequenz für die hier durchgeführten Untersuchungen auch nicht wichtig ist.

Bei den für diese Arbeit durchgeführten Messungen sind diese Erkenntnisse übernommen und der Fehlerbetrachtung zugrunde gelegt worden.

4.2.2 Implantat ohne Suprakonstruktion

Bei dem prothetisch unversorgten Implantat stellt sich das Problem, daß der Meßkörper in der vorher beschriebenen Form und Größe nicht mehr am Implantat befestigt werden kann. Eine Möglichkeit, dieses Problem zu lösen, wird darin gesehen, die Implantatkrone zu ersetzen. Jedoch muß die Ersatzkrone mehrere Anforderungen erfüllen: 1. Sie muß starr am Implantat befestigt werden können, damit sie alle Bewegungen des Implantats unverfälscht überträgt. 2. Sie muß wieder leicht zu entfernen sein, damit beim Ablösen keine starken Hebel- oder Zugkräfte auf das Implantat wirken, da diese dem Einheilungsvorgang schaden oder gar das Implantat aus seiner Alveole eluxieren könnten. 3. Sie muß relativ leicht und trotzdem nicht

biegsam sein. 4. Es muß möglich sein, den beim natürlichen Zahn verwendeten und auf seine Eigenschaften überprüften Meßkörper an der Ersatzkrone zu befestigen. 5. Auch muß sich ein Faden, der die Gewichtskraft überträgt, noch am Implantat festmachen lassen.

Die Ersatzkrone kann nur an der glatten Stirnfläche des Implantats befestigt werden, weil der seitliche Implantatrand in der Regel von Schleimhaut überdeckt ist. Auch die zentrale Bohrung im Implantat eignet sich nicht zur Befestigung, zumal für die Messungen ein Stift mit entsprechendem Aufbau einzementiert werden müßte, der sicher nur sehr schwer wieder zu entfernen wäre. Ebenso ungeeignet wäre eine Schraubenkonstruktion, da beim Festschrauben und Lösen gefährliche Torsionskräfte auf das Implantat einwirken würden.

Unter den genannten Bedingungen wird zuerst ein Versuch mit einem anklebbaren Zwischenkörper gemacht, der aus Messing hergestellt ist und eine zylindrisch abgewinkelte Form hat. Es stellt sich dabei heraus, daß der Messingkörper zu schwer ist und bei der Bewegung zu große Trägheitskräfte auf die Klebefläche ausübt. Die Anwendung verschiedener Klebestoffe bringt keine Verbesserung des Problems. Weitere Versuche mit Styropor führen jedoch zum Erfolg.

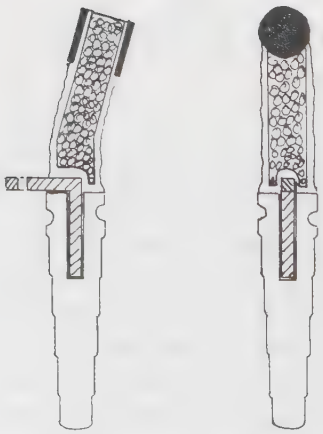


Abb. 10. Styroporkörper als Kronenersatz und Meßkörper am Implantat festzementiert im sagittalen (links) und frontalen Schnittbild (rechts). In der zentralen Bohrung des Implantats befindet sich der Stift für den Zugfaden.

Als sehr leichtes Material, das einfach bearbeitet werden kann und als Isolationsmaterial bekannt ist, bietet sich Styropor zur Herstellung des Meßkörpers an, Abb. 10. Mit Phosphatzement ummantelt hat der Körper die notwendige Steifigkeit. Gleichzeitig können die Weicheisenplättchen mit dem Zement am Styropor festgeklebt werden.
Wie im Kapitel 4.1 beschrieben wird der Meßkörper mit Phosphatzement an die Stirnfläche des Implantats über den Haltestift für den Faden zementiert.
Der Meßkörper ist ca. 18 mm lang und wiegt ca. 0,4 g.

Für die Vorversuche mit dem Messingkörper und dem Styropormeßkörper wird derselbe Meßaufbau verwendet. Auf die Bodenplatte eines Stativs wird ein massiver Sockel aus Hartgips gegossen, der die Platte noch etwas umfaßt. In der Mitte des Gipssockels bleibt eine untersichgehende Aussparung von 3 x 3 x 3 cm. Diese wird mit kaltpolymerisierendem Kunststoff ausgegossen und das Implantat bis fast zur Hälfte seiner Länge darin eingebettet.

Am oberen Rand des Implantats, im Bereich der zirkulären Rille, ist es palatinal und labial beschliffen, so daß zwei Flächen entstehen, auf die die Weicheisenplättchen geklebt werden.
Am senkrechten Stab des Stativs können der Mundeinsatz mit den Aufnehmerspulen und die Umlenkrolle, über die der Faden vom Implantat zu den herabhängenden Gewichten geführt wird, festgeschraubt werden. Der Mundeinsatz mit den Aufnehmerspulen wird so über das Implantat geführt und mit den zwei Einstellehren einjustiert, daß die Achsen der Spulen und die Mittelpunkte der Eisenplättchen auf einer Geraden liegen, die senkrecht zur Implantatachse ist.

Bei der ersten Versuchsmessung Abb. 11 wird zunächst das Rückstellverhalten des Implantats, das in Kunststoff eingebettet ist, ohne Zusatzaufbau überprüft. Diese Prüfung führt zu folgenden Ergebnissen: Bei einer Belastung von 5 N wird das Implantat um 12 µm ausgelenkt. Nach plötzlicher Entlastung stellt es sich in Form einer gedämpften Schwingung mit einer Frequenz von ca. 2000 Hz nahezu in die Ruhelage zurück. Wiederholungsmessungen ergeben ähnliche Werte.

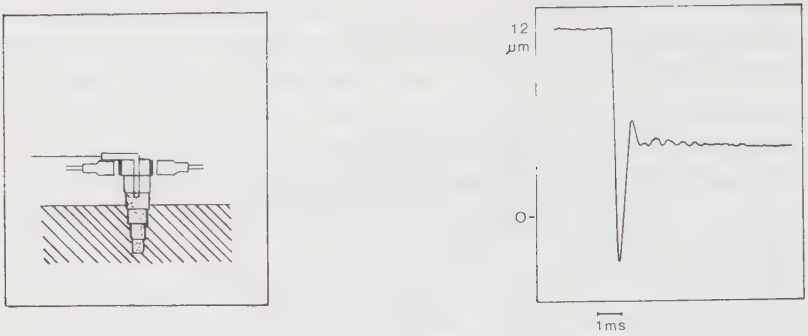


Abb. 11. Rückstellbewegung des Implantats im Kunststoffsockel. Es wird direkt am Implantat ohne Meßaufbau gemessen. Nach oben ist die Auslenkung, nach rechts die Zeit aufgezeichnet. Die auslenkende Kraft beträgt 5 N, die Auslenkung 12 µm, die Frequenz der Schwingung ca. 2000 Hz. Das linke Bild zeigt die skizzierte Meßanordnung.

Nachdem der Styropormeßkörper aufzementiert ist, ergeben die Rückstellmessungen die gleiche Kurvencharakteristik wie die vorangegangenen Messungen, nur die Frequenz ist auf ca. 1300 Hz gesunken, was auf die geringfügige Massevergrößerung zurückzuführen ist. Es werden drei Wiederholungsmessungen durchgeführt, eine davon ist in Abb. 12 dargestellt.

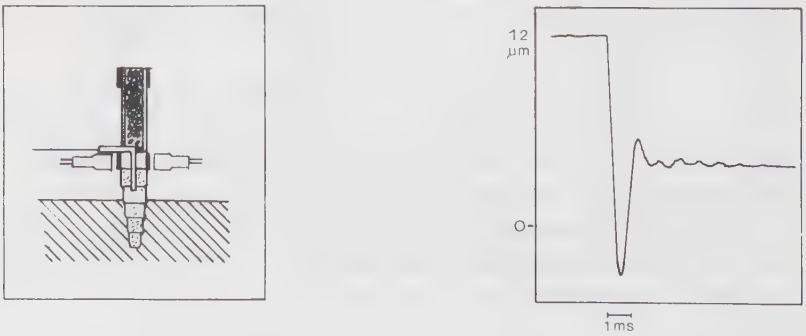


Abb. 12. Rückstellbewegung des Implantats mit aufzementiertem Styropormeßkörper. Es wird direkt am Implantat gemessen. Nach oben ist die Auslenkung, nach rechts die Zeit aufgezeichnet. Die auslenkende Kraft beträgt 5 N, die Auslenkung 12 µm, die Frequenz der Schwingungen ca. 1300 Hz.
Das linke Bild zeigt die skizzierte Meßanordnung.

Mit diesem Ergebnis ist der experimentelle Beweis erbracht, daß der Meßkörper keine Eigenbewegung innerhalb eines kritischen Frequenzbereichs macht, die ein verfälschtes Bewegungsverhalten des Implantats darstellen würde. Zur endgültigen Verifizierung wird noch ein dritter Versuch durchgeführt. Das Spulenpaar wird hierbei nach oben versetzt, so daß der Meßkörper zwischen den Spulen plaziert ist und die Implantatbewegung, wie später am Patienten, überträgt. Bei gleicher Versuchsanordnung wie zuvor wird eine mit der vorhergehenden Rückstellmessung identische Kurvencharakteristik erwartet, mit der Ausnahme, daß die Absolutauslenkung und die Amplitude der Schwingung aufgrund des verlängerten Hebelarmes proportional zur Verlängerung vergrößert ist. Die Frequenz der Schwingungen muß jedoch gleichbleiben. Die durchgeführten vier Rückstellmessungen zeigen genau das erwartete Ergebnis. In Abb.13 ist eine Meßkurve dargestellt. Die Auslenkung beträgt 24 µm, die gedämpften Schwingungen haben eine Frequenz von ca. 1300 Hz.

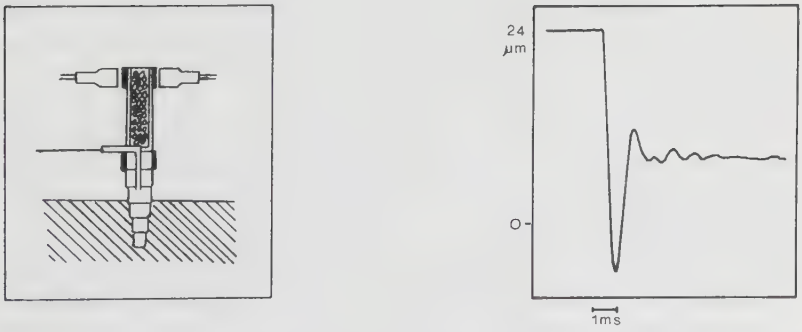


Abb. 13. Rückstellbewegung des Implantats mit aufzementiertem Styropormeßkörper.
Die Implantatbewegung wird am Styropormeßkörper aufgenommen. Die Auslenkung ist nach oben, die Zeit nach rechts aufgezeichnet. Die auslenkende Kraft beträgt 5 N, die Auslenkung 24 µm, die Frequenz der Schwingungen ca. 1300 Hz.
Das linke Bild zeigt die skizzierte Meßanordnung.

Damit ist experimentell nachgewiesen, daß der beschriebene Styropormeßkörper, der auf das prothetisch unversorgte Implantat aufzementiert wird, geeignet ist, die Bewegungen des Implantats unverfälscht zu übertragen.

4.2.3 Fehlerbetrachtung

Bei der Zeitmessung treten ausschließlich gerätebedingte Fehler auf.

Der 50 kHz-TV-Verstärker hat ein absolutes Auflösungsvermögen von 0,05 ms. Aufgrund des digitalen Meßprinzips hat das Speicheroszilloskop ein relatives Auflösungsvermögen von 0,1 % auf der Zeitachse; die Ungenauigkeit des Geräts gibt der Hersteller für die Zeitachse mit 3 % an.

Die Wegmessung kann durch mehrere Fehlerquellen verfälscht werden; dabei unterscheidet man zwischen systematischen und zufälligen Fehlern. Ein systematischer Fehler kann bei der Einstellung des Luftspalts zwischen dem Spulenpaar und dem Meßkörper auftreten. Durch einen zu kleinen Luftspalt wird die Meßempfindlichkeit der Apparatur gesteigert, durch einen zu großen dagegen verringert. Das unterschiedlich feste Einspannen der Kunststoff-Abstandshalter verändert die Meßempfindlichkeit um $\pm$ 2 % gegenüber der Eichmessung (Zitat: SCHOLZ S. 56). Die in Abschnitt 4.1.3 dargestellte Kalibrierkurve ist bei einem Gesamtluftspalt von 1 mm innerhalb 100 µm Auslenkung linear und hat innerhalb von 200 µm einen Fehler von 4 - 8 %. Nur bindegewebig gelockerte Implantate überschreiten diese Auslenkungswerte; dieser Fehler spielt daher bei der Zielsetzung der vorliegenden Arbeit nur eine untergeordnete Rolle.

Eine weitere systematische Fehlerquelle stellt die Verlängerung des Implantats durch die zwei verwendeten Meßkörper dar; dies ist mit der Verlängerung eines Zeigers an einem Dreh-Meßinstrument zu vergleichen. Die Auslenkung des Implantats ist - wie im Kapitel 4.1.3 beschrieben - auf einen Punkt ca. 5 mm außerhalb der Inzisalkante des ersetzten natürlichen Zahns bezogen. Dieser Meßpunkt unterliegt einer Schwankungsbreite von $\pm$ 2 mm in axialer Richtung. Hervorgerufen wird diese Schwankung durch die unterschiedliche Kunststoffdicke des Mundeinsatzes auf der Oberkieferseite und die Lage des Implantats im Alveolarknochen. Aus Gründen einer maximalen Knochenanlagerung kann es notwendig sein, das Implantat tiefer in den Alveolarknochen zu setzen als im Regelfall.

Eine theoretische Fehlerabschätzung wird vorgenommen, da die exakte Bewegung des Implantats bei einer horizontalen Auslenkung nicht bekannt ist. Angenommen, es würde sich um eine reine Translation handeln, eine Bewegung, die senkrecht zur Implantatachse verläuft, dann würde eine Verlängerung des Meßkörpers keine Auswirkung auf die angezeigte Weg-

strecke haben. Da die auslenkende Kraft jedoch nicht im Mittelpunkt des Widerstandszentrums sondern an einer exzentrischen Stelle angreift, trifft diese Modellvorstellung sicherlich nicht zu. Nun wird angenommen, daß das Implantat bei der Auslenkung eine Rotationsbewegung in sagittaler Richtung um die Implantatspitze ausführt. Als Implantatlänge werden 20 mm angenommen, als Durchschnittslänge des Meßkörpers oder der Mantelkrone mit Meßkörper 16 mm. Bei einer Schwankungsbreite von 4 mm ergibt sich ein errechneter Fehler von 5 - 6 % der Wegstrecke. Je weiter sich der angenommene Drehpunkt auf der Implantatachse vom Implantat entfernt, desto kleiner wird der Fehler. Liegt der Drehpunkt näher am Mittelpunkt würde der Fehler nach theoretischer Abschätzung zwischen 11 und 12 % der Wegmessung betragen. Dieser Fall wird ebenso als nicht wahrscheinlich angenommen, wie der der reinen Translation, so daß bei der unterstellten Schwankungsbreite mit einem Fehler der angezeigten Wegstrecke von 10 % oder weniger gerechnet wird.

Die zufälligen Fehler der Wegmessung treten überwiegend im mechanischen Teil der Meßapparatur auf. Ein kritischer Punkt ist hier die Verankerung des Mundeinsatzes. Sitzt dieser im Mund nicht unverrückbar fest, so zeigt sich dies im Direktausschrieb als unruhiger Kurvenzug. Da die Störbewegungen langsamer erfolgen, als die schnelle Rückstellbewegung, wird die Messung derselben nicht unmittelbar verfälscht; unsicher wird lediglich die Größe der Absolutauslenkung wegen der Schwankung der Nullinie. Auch bei gut fixiertem Mundeinsatz ist es möglich, durch festes Zubeißen einen Effekt im Sinne einer Auslenkung des Meßobjekts hervorzurufen. Es ist nicht geklärt, ob es sich dabei um eine Verschiebung des Mundeinsatzes in seiner Verankerung, um eine Durchbiegung desselben oder um eine Aufbiegung des gesamten Oberkiefers unter der Auswirkung der Muskelkraft handelt.

Auch bei diesen Störungen gilt das zuvor Gesagte: Bei relativ niederfrequenten Störungen wird die schnelle Rückstellmessung wenig beeinflußt. Um diese Störungen dennoch bei einer Messung auszuschalten, wird der Patient aufgefordert, nur mäßig stark und möglichst gleichmäßig auf den Mundeinsatz zu beißen.

Während sich die systematischen Fehler verfälschend auf den gesamten Abbildungsmaßstab der Meßapparatur auswirken, beeinflussen die zufälligen Fehler nur den Absolutwert der Auslenkungsanzeige, das heißt, den

angezeigten Abstand des Meßobjekts von seiner Ruhelage. Da die Ruhelage eines Implantats innerhalb des Bezugssystems der mit Eigenbeweglichkeit behafteten Seitenzähne nicht eindeutig festzulegen und zu definieren ist, kann eine exakte Angabe der absoluten Auslenkung mit den vorliegenden Messungen ohnehin nicht gemacht werden. Wichtiger als eine hohe absolute Meßgenauigkeit ist für den Zweck der vorliegenden Arbeit neben der erforderlichen Meßempfindlichkeit ein von Messung zu Messung konstanter Abbildungsmaßstab. Die Ungenauigkeit in der Konstanz des Abbildungsmaßstabs wird für die beschriebene Meßapparatur auf 5 % geschätzt.

4.3 Untersuchungsmaterial

Die Rückstellmessungen an einem natürlichen Oberkieferschneidezahn werden bei einem Kommilitonen durchgeführt, dessen Zähne parodontal gesund sind. Der Meßzahn hat keine Approximalkontakte zu den Nachbarzähnen, damit ist eine freie Rückstellung gewährleistet.

Für die Messungen an Implantaten werden Patienten herangezogen, die Tübinger Implantate im Oberkiefer-Frontzahnbereich erhalten haben und sich bei regulären Nachkontrollen zur Durchführung der Messungen bereit erklären. Die regulären Nachuntersuchungen erfolgen eine Woche nach der Implantation, nach einem Monat, nach drei und sechs Monaten. Danach finden noch halbjährliche und jährliche Kontrollen statt.

Nach der prothetischen Versorgung, die in der Regel zwischen dem 3. und dem 6. postoperativen Monat stattfindet, lassen sich häufig Messungen deshalb nicht mehr durchführen, weil die Implantatkrone nicht lückig in der Zahnreihe steht, oder weil das Implantat in einen Brückenverband eingegliedert ist. Eine Messung an einer Implantatkrone mit Approximalkontaktflächen zu den Nachbarzähnen könnte aufgrund der Reibung und der Prellstöße ein verfälschtes Bild der Rückstellbewegung darstellen.

Patienten, bei denen bedingt durch Zahngröße und Zahnbogenverlauf Einzelkronen freistehend auf den Implantaten befestigt sind, sind für die Messungen geeignet. Die Zahl dieser Patienten ist im Verhältnis zur Gesamtzahl aller Implantatpatienten jedoch äußerst gering.

Für 15 Meßreihen werden 13 Patienten ausgewählt, 9 davon sind männlichen und 4 weiblichen Geschlechts. Die jüngste Patientin ist 15 und der älteste Patient 68 Jahre alt. Die Patienten werden in drei Gruppen unterteilt, und zwar nach folgenden Kriterien:

Gruppe I: Patienten, deren Implantate eine Liegedauer von einem Monat haben und keine klinischen oder röntgenologischen Auffälligkeiten aufweisen. Es können nur Implantate gemessen werden, die an ihrer Stirnfläche nicht zu sehr von Gingiva propria überwachsen sind, so daß sich der Meßkörper noch anzementieren läßt. In dieser Gruppe werden nur zwei Meßreihen an zwei Patienten durchgeführt, hierbei wird eine relativ große Implantatbeweglichkeit festgestellt, die befürchten läßt, daß durch die Messungen der Einheilungsvorgang unterbrochen und der Implan-

tationserfolg gefährdet wird. Der klinische Verlauf dieser Implantate und Wiederholungsmessungen nach 4 bzw. 6 Monaten ergeben jedoch, daß diese Befürchtungen unbegründet sind. Sicherheitshalber wird aber auf weitere Messungen an ein Monat alten Implantaten verzichtet.

Gruppe II: Patienten, deren Implantate eine Liegedauer zwischen 3 und 6 Monaten haben. Die Implantate sind prothetisch noch unversorgt und vor den funktionellen Belastungen durch ein Provisorium geschützt. Klinische und röntgenologische Auffälligkeiten liegen nicht vor. Es werden Meßreihen an 5 Patienten durchgeführt, von denen zwei gleichzeitig auf Gruppe I entfallen.

Gruppe III: In dieser Gruppe befinden sich diejenigen Patienten, deren Implantate prothetisch versorgt und damit den physiologischen Belastungen des stomatognathen Systems ausgesetzt sind. Es werden Messungen an 8 Patienten durchgeführt. Während bei 2 Patienten keine Auffälligkeiten vorliegen, finden sich bei den anderen 6 Patienten unterschiedliche klinische und röntgenologische Abweichungen, sie werden im einzelnen bei den Meßergebnissen erläutert.

5 ERGEBNISSE

Im folgenden Kapitel wird zunächst von jeder Patientengruppe und von einem Probanden mit natürlichem Gebiß je eine Meßreihe als Beispiel im Originalausschrieb des X-Y-Schreibers dargestellt und beschrieben. Als Beispiel für die bei der Gruppe III durchgeführten Messungen wird eine Meßreihe an einem unauffälligen Implantat dargestellt. Bei Implantaten mit klinischen und röntgenologischen Befunden treten unterschiedliche Abweichungen auf. Darauf wird bei der Auswertung der Meßergebnisse im Kapitel 5.7 eingegangen. Zwei der Implantate aus dieser Gruppe wiesen sowohl bei den Befunden als auch bei den Meßergebnissen so starke Abweichungen auf, daß sie nicht in die Auswertung miteinbezogen wurden. Eines dieser beiden Implantate wird im Anschluß an die Meßbeispiele beschrieben und gezeigt.

5.1 Natürlicher Zahn 21

Der Meßzahn weist keine parodontalen Besonderheiten auf, allerdings liegt eine ausgeprägte Fehlstellung vor. Der Zahn steht innerhalb einer lückig protrudierten Frontzahngruppe eines Schmalkiefers. Durch ungenügenden Mundschluß werden die Frontzähne in oraler Richtung unterbelastet; das häufige Einsaugen der Unterlippe in die Frontzahnstufe bewirkt eine verstärkte Belastung in fazialer Richtung. In Abb. 14 ist die Meßreihe dargestellt.
Die 6 Bilder zeigen die Rückstellkurven nach auslenkenden Kräften von 2 N, 4 N, 6 N, 8 N, 10 N und 12 N. Die Auslenkungen betragen 40 µm, 60 µm, 70 µm, 81 µm, 98 µm und 117 µm. Der direkte Mitschrieb des Meßvorgangs ist auf dem ersten Bild dargestellt. Die fünf weiteren Bilder zeigen die im Oszilloskop gespeicherten und dann auf den Linienschreiber übertragenen schnellen Rückstellbewegungen.

Auf dem ersten Bild sind bei einer Kraft von 2 N die verschiedenen Phasen, wie die der Belastung, der Probeentlastung, der Anspannung sowie die Gesamtauslenkung, das Durchbrennen des Fadens, der erste schnelle Rückstellungsanteil, der zeitlich nicht aufgelöst ist, der

zweite exponentiell verlaufende langsame Rückstellungsanteil der Kurve und die verbleibende Restauslenkung des natürlichen Zahns aufgezeichnet.
Das zweite Bild zeigt eine zeitlich aufgelöste Rückstellkurve nach 4 N Belastung, bei der bereits ein zweiphasiges Verhalten der Rückstellung zu erkennen ist. Im ersten schnellen Rückstellungsanteil werden ungefähr 1/3 der Gesamtauslenkung innerhalb von 0,3 ms mit gleichbleibender Geschwindigkeit zurückgelegt. Im zweiten Teil verläuft die Rückstellung mit einer exponentiellen Charakteristik wesentlich langsamer. Bei dem gewählten Zeitmaßstab kann nur ein Teil der Rückstellbewegung durch das Oszilloskop gespeichert werden, daher bleibt bei dieser Aufzeichnung immer eine Restauslenkung am Ende der Kurve bestehen.

Bei der Kraft von 6 N ist das zweiphasige Rückstellverhalten auf dem dritten Bild deutlich erkennbar. Im ersten linearen Abfall werden wieder 1/3 der Gesamtauslenkung in 0,4 ms zurückgelegt. Im Umschlagbereich zur langsamen Phase ist die Andeutung einer Schwingung zu erkennen. Wie die Meßkurven auf dem vierten, fünften und sechsten Bild es zeigen, verstärken sich diese Schwingungen immer mehr, je größer die Belastung wird. Bei der Kraft von 12 N (letztes Bild) hat die Überschwingung die Form einer scharfen negativen Spitze mit einer anschließenden stark gedämpften Schwingung, die 2 Perioden lang andauert. Der schnelle, lineare Rückstellungsanteil der jeweiligen Meßkurve vergrößert sich entsprechend der Gesamtauslenkung; er beträgt bei der letzten Kurve mehr als die Hälfte und wird in 0,3 ms durchlaufen. Die relative Restauslenkung, die nach der Zeit von 10 ms, in der das Oszilloskop die Bewegung speichert, noch verbleibt, wird bei zunehmend auslenkender Kraft entsprechend kleiner. Bei der Kraft von 2 N beträgt sie noch mehr als die Hälfte, bei 12 N nur noch 1/7 der Gesamtauslenkung.

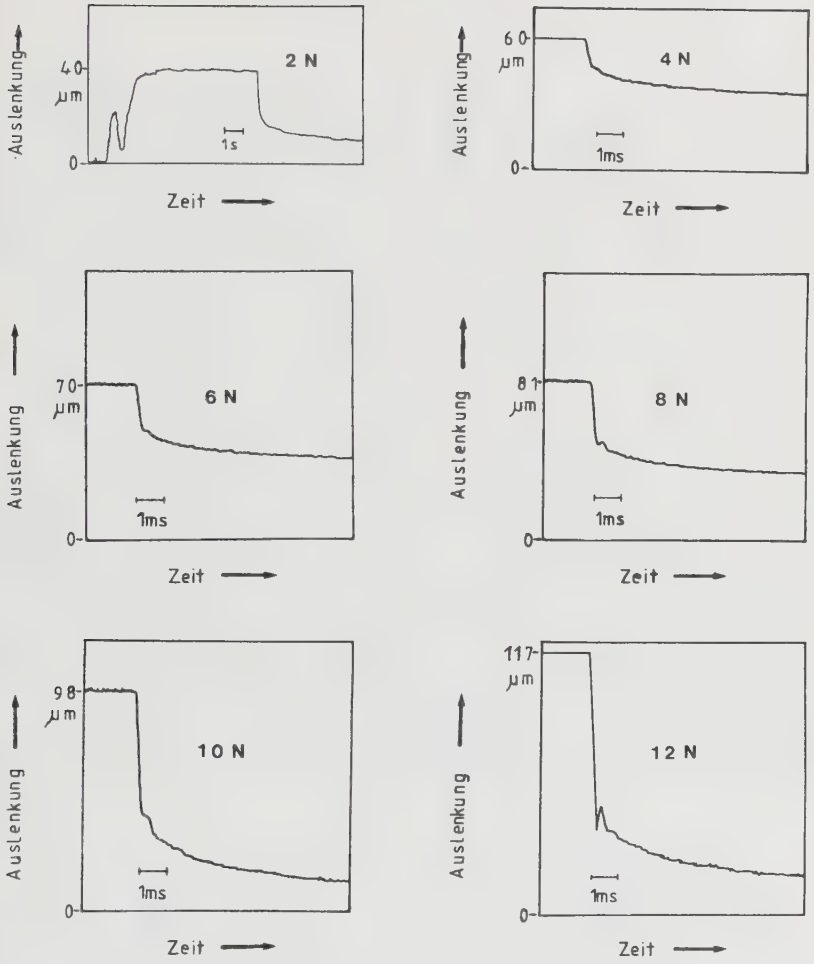


Abb. 14. Rückstellkurven eines natürlichen Zahns 21 für die auslenkenden Kräfte 2 N, 4 N, 6 N, 8 N, 10 N und 12 N. Nach oben ist die labiale Auslenkung, nach rechts die Zeit aufgezeichnet. Im Bild oben links ist der gesamte Belastungsvorgang mitaufgezeichnet, diese Rückstellkurve ist im Gegensatz zu den Aufzeichnungen auf den weiteren Bildern im ersten schnellen Rückstellungsanteil zeitlich nicht aufgelöst. Der Papiervorschub des Linienschreibers beträgt 1 cm pro sec. Damit kann die ca. 10^{-3} mal schnellere Bewegung nicht aufgezeichnet werden.

5.2 Implantat nach einem Monat Liegedauer

Abb. 15 zeigt eine Meßreihe mit vier Einzelmessungen an einem Implantat 21 nach einem Monat Liegedauer. Das Implantat wird durch die Kräfte 2 N, 3 N, 4 N und 5 N um 42 µm, 50 µm, 60 µm und 71 µm ausgelenkt. Diese Auslenkungen entsprechen in etwa denen eines natürlichen Zahns. Die vier Meßkurven sind zeitlich aufgelöste Rückstellbewegungen; sie zeigen alle einen zweiphasigen Verlauf mit teilweise exponentieller Charakteristik: Einem ersten schnellen Rückstellungsanteil folgt ein langsamer zweiter; ein Überschwingen am Übergang tritt nicht generell auf. Die Aufzeichnung der Messung mit einer Kraft von 2 N zeigt einen steilen Kurvenanteil von ca. 2 µm in der Zeit von 0,4 ms. Der weitere Kurvenverlauf ist weitgehend horizontal, so daß nach Ablauf der 10 ms noch eine Restauslenkung von ca. 38 µm verbleibt. Bei der Messung mit einer Kraft von 3 N beträgt der schnelle Abfall ca. 4 µm, er läuft mit abnehmender Geschwindigkeit innerhalb von 0,5 ms ab. Nach einer Belastung mit 4 N beträgt die Restauslenkung noch 46 µm. Bei einer Kraft von 4 N beträgt der erste schnelle Abfall innerhalb von 1,4 ms 11 µm. Nicht eindeutig erklärbar ist eine leichte Rückschwingung, die nach 2 ms auftritt, da sie sich bei anderen vergleichbaren Messungen nicht zeigte. Der exponentielle Verlauf der Rückstellung wird bei der Messung mit einer auslenkenden Kraft von 5 N deutlich sichtbar. Dabei nimmt die Rückstellgeschwindigkeit stetig ab; nach 3 ms sind 21,5 µm zurückgelegt, das sind ca. 1/3 der Gesamtauslenkung.

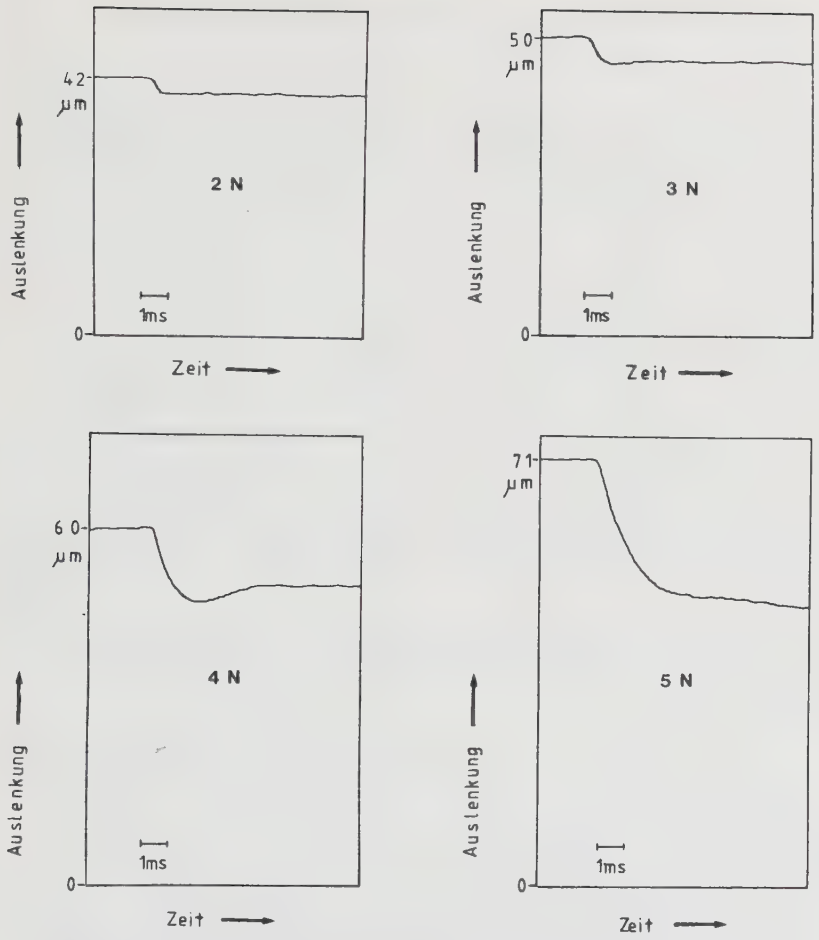


Abb. 15. Rückstellkurven eines 1 Monat alten Tübinger Implantats für die auslenkenden Kräfte von 2 N, 3 N, 4 N und 5 N.
Nach oben ist die labiale Auslenkung, nach rechts die Zeit aufgezeichnet.
Die Gesamtauslenkung und die Rückstellcharakteristik ist ähnlich wie beim natürlichen Zahn.

5.3 Implantate nach drei und sechs Monaten Liegedauer

In der Abb. 16 ist eine Meßreihe mit 4 Einzelmessungen an einem Implantat 21 dargestellt. Das Implantat ist 3 Monate in situ und noch keinen funktionellen Belastungen ausgesetzt. Mit Kräften von 2 N, 4 N, 6 N und 8 N werden Auslenkungen von 4 µm, 9 µm, 18 µm und 25 µm bewirkt. Dies ist wesentlich weniger als bei dem Implantat nach 1 Monat Liegedauer.

Die zeitlich aufgelösten Rückstellbewegungen zeigen deutlich einen zweiphasigen Verlauf mit einem ersten schnellen und einem zweiten langsamen Anteil. Im ersten schnellen Rückstellungsanteil wird bei jeder Messung innerhalb von ca. 0,4 ms etwa die Hälfte der Gesamtauslenkung zurückgelegt. Die Geschwindigkeit der Rückstellung nimmt proportional zur Gesamtauslenkung zu. Alle Rückstellkurven, auch die bei 2 N Belastung, zeigen beim Übergang von der schnellen zur langsamen Phase ein gedämpftes Überschwingen mit einer Frequenz von ca. 2 kHz. Bei den höheren Belastungen kommt dies deutlicher zum Vorschein als bei den niedrigeren.

Die Restauslenkung, die nach 10 ms bei jeder Kurve immer noch ca. die Hälfte der Gesamtauslenkung beträgt, wird innerhalb von Sekunden zurückgelegt.

Abb. 17 zeigt eine Meßreihe mit 3 Einzelmessungen an einem Implantat 11. Das Implantat ist 6 Monate in situ und noch nicht funktionell belastet, es wird mit Kräften von 4 N, 6 N und 8 N um 6 µm, 10 µm und 13 µm ausgelenkt. Die Rückstellkurven weisen einen einphasigen Verlauf auf. Im schnellen Rückstellungsteil wird die gesamte Auslenkung in ca. 0,1 ms zurückgelegt. Das Implantat bewegt sich über den Ausgangspunkt zurück und geht dann in eine gedämpfte harmonische Schwingung um die Ausgangslage über. Die Schwingungsfrequenz beträgt 3 - 4 kHz. Die Kurvencharakteristik ist bei allen drei Messungen gleich.

Bei diesem Implantat sind die Gesamtauslenkungen gegenüber dem 3 Monate alten Implantat nochmals um fast die Hälfte verkleinert.

Eine Restauslenkung nach 10 ms ist im Gegensatz zu dem 1 Monat alten und 3 Monate alten Implantat nicht mehr vorhanden.

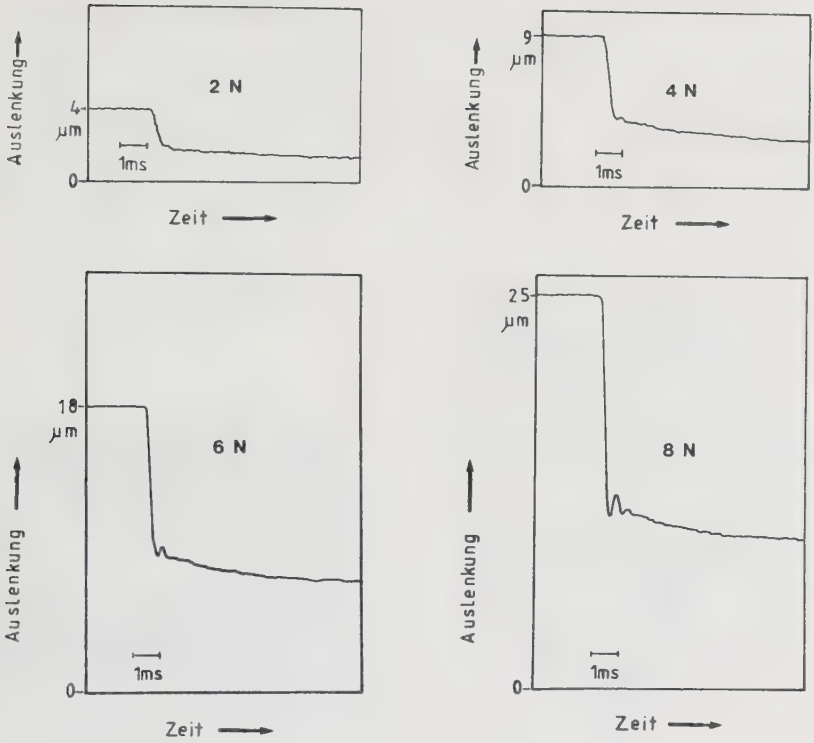


Abb.16. Rückstellkurven eines Tübinger Implantats nach 3 Monaten Liegedauer ohne funktionelle Belastung.
Die auslenkenden Kräfte sind 2 N, 4 N, 6 N und 8 N. Nach oben ist die labiale Auslenkung, nach rechts die Zeit aufgezeichnet.
Die Gesamtauslenkungen sind um das 6 - 10fache kleiner als bei dem Implantat mit 1 Monat Liegedauer.
Die Restauslenkungen betragen ca. die Hälfte der Gesamtauslenkungen.

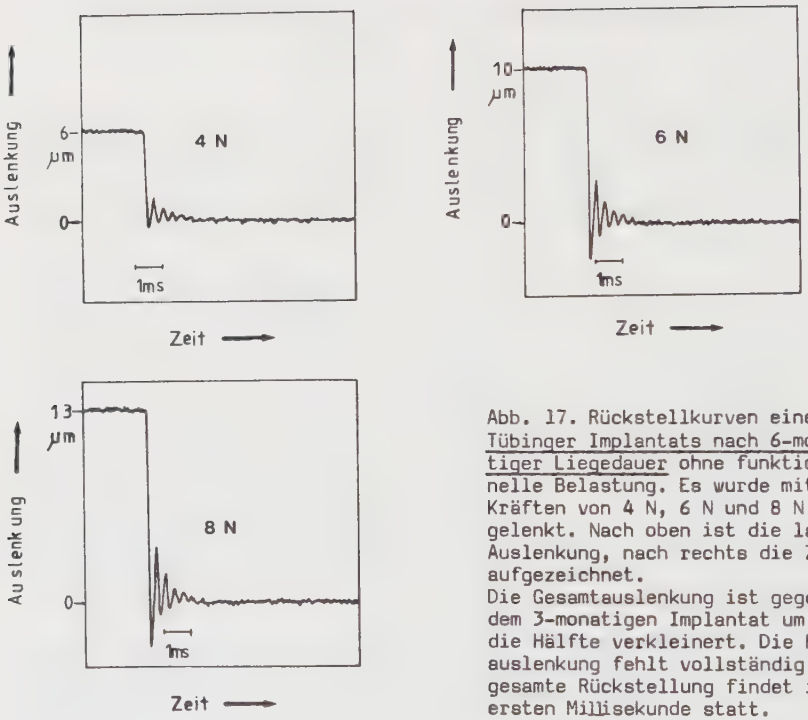


Abb. 17. Rückstellkurven eines Tübinger Implantats nach 6-monatiger Liegedauer ohne funktionelle Belastung. Es wurde mit Kräften von 4 N, 6 N und 8 N ausgelenkt. Nach oben ist die labiale Auslenkung, nach rechts die Zeit aufgezeichnet.
Die Gesamtauslenkung ist gegenüber dem 3-monatigen Implantat um ca. die Hälfte verkleinert. Die Restauslenkung fehlt vollständig, die gesamte Rückstellung findet in der ersten Millisekunde statt.

5.4 Prothetisch versorgtes Implantat

In der Abb. 18 ist eine Meßreihe mit 3 Einzelmessungen an einem Implantat 22 dargestellt, das bereits 30 Monate in situ ist. Seit 28 Monaten ist es mit einer Mantelkrone versehen und somit funktionell belastet. Bei der Implantation war das Implantat primär fest und allseits von Alveolarknochen umgeben. Zum Zeitpunkt der Messung ist es klinisch fest, die marginale Schleimhaut weist keine pathologisch vertieften Taschen auf, auch hat der Patient keine Beschwerden.

Mit Kräften von 4 N, 6 N und 8 N werden Auslenkungen von 5 µm, 9 µm und 12 µm bewirkt. Die Rückstellbewegungen sind zeitlich aufgelöst. Im schnellen Rückstellungsanteil der Bewegung wird die gesamte Auslenkung in 0,3 ms zurückgelegt. Das Implantat schwingt über die Ausgangsposi-

tion hinaus und geht dann in eine gedämpfte, unharmonische Schwingung um die Ruhelage über. Die Ursache für den unharmonischen Schwingungsverlauf liegt vermutlich in der Meßapparatur, denn er taucht bei jeder Einzelmessung in gleicher Form auf. Die Frequenz der Schwingung beträgt ca. 2,5 kHz. Auch zeigt sich bei allen drei Bildern eine gleiche Kurvencharakteristik.

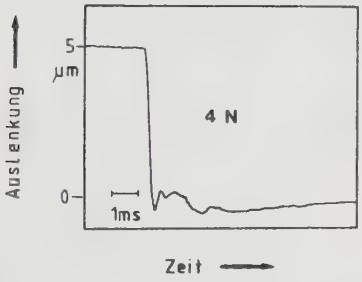
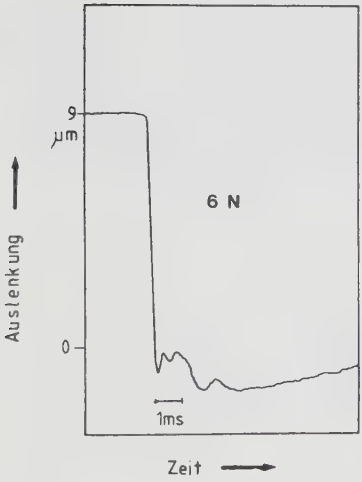
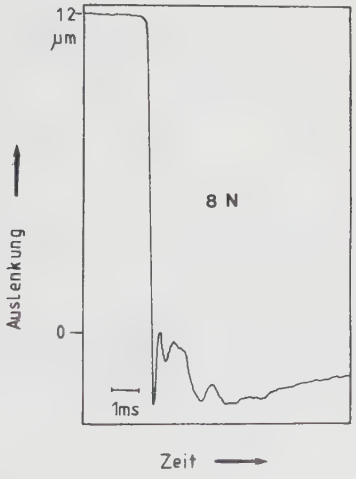


Abb. 18. Rückstellkurven eines prothetisch versorgten Implantats nach 30-monatiger Liegedauer. Die funktionelle Belastung besteht seit 28 Monaten.
Es wurde mit Kräften von 4 N, 6 N und 8 N ausgelenkt. Nach oben ist die labiale Auslenkung, nach rechts die Zeit aufgezeichnet.
In der Gesamtauslenkung und Rückstellungscharakteristik besteht kein Unterschied zu dem prothetisch unversorgten Implantat nach 6 Monaten.





5.5 Bindegewebig eingeheiltes Implantat

Abb. 19 zeigt eine Meßreihe mit 2 Einzelmessungen an einem Implantat 11. Das Implantat ist seit 24 Monaten in situ, es war von Anfang an mit einer provisorischen Krone versorgt und deshalb den funktionellen Belastungen der Mundhöhle ausgesetzt.

Bei der Kontrolle nach einer Woche war noch keine Veränderung festzustellen. Nach vier Wochen wird jedoch bereits ein Lockerungsgrad von 0 - I diagnostiziert, der auch bei allen weiteren Kontrollen angegeben wird.

Die Mundhygiene der Patientin war zum Zeitpunkt der Implantation unzureichend und blieb es auch bei späteren Kontrollen trotz Aufklärung und Ermahnung.

Die Messungen werden mit Kräften von 1 N und 2 N durchgeführt, dabei ergeben sich Auslenkungen von 284 µm und 416 µm. Größere Auslenkungen sind wegen der auf 500 µm begrenzten Luftspaltbreite zwischen den Aufnehmerspulen nicht möglich. Die Rückstellbewegungen verlaufen so langsam, daß sie durch den direkten Mitschrieb des X-Y-Schreibers zeitlich weitgehend aufgelöst werden. Bei der 2 N-Messung gelingt es, den ersten schnellen Rückstellungsanteil im Speicheroszilloskop festzuhalten. Die Rückstellkurven der 1 N-Messung haben einen annähernd exponentiellen Verlauf; im Zeitraum von 1 s legt das Implantat ca. 4/5 seiner Auslenkung zurück.

Die 2 N-Messung hat einen initialen steilen Abfall, der zeitlich nicht aufgelöst ist; nach ca. 2 s geht die Rückstellung zu einer wesentlich langsameren über, bis dahin ist ca. 4/5 der Auslenkung zurückgestellt. Die zeitlich aufgelösten ersten 10 Millisekunden in der dritten Meßkurve zeigen einen sehr kleinen schnellen Rückstellungsanteil. In dieser Zeitspanne werden nur ca. 10 % der Auslenkung zurückgestellt.

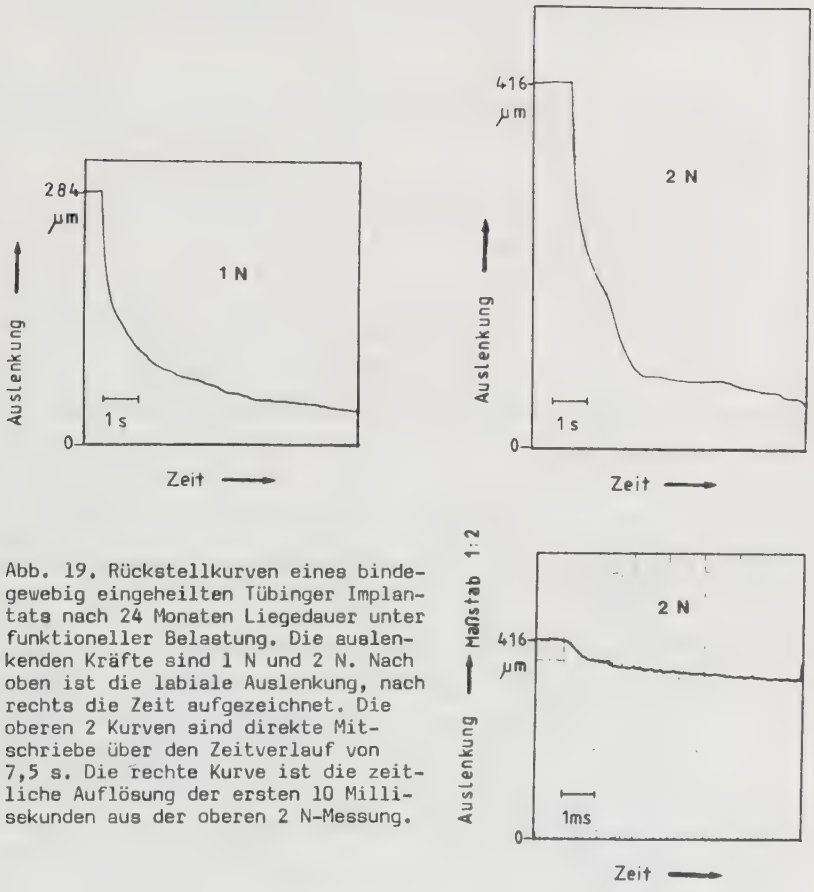


Abb. 19. Rückstellkurven eines bindegewebig eingeheilten Tübinger Implantats nach 24 Monaten Liegedauer unter funktioneller Belastung. Die auslenkenden Kräfte sind 1 N und 2 N. Nach oben ist die labiale Auslenkung, nach rechts die Zeit aufgezeichnet. Die oberen 2 Kurven sind direkte Mitschriebe über den Zeitverlauf von 7,5 s. Die rechte Kurve ist die zeitliche Auflösung der ersten 10 Millisekunden aus der oberen 2 N-Messung.

5.6 Tabellarische Darstellung der Meßergebnisse

In der nachfolgenden Tabelle sind alle Daten der durchgeführten Messungen zusammengestellt und zwar in

Spalte 1: die Initialen des Patienten mit der Patientennummer;

Spalte 2: der Implantationsort;

Spalte 3: die Liegedauer des Implantats in Monaten;

Spalte 4: die funktionelle Belastungszeit in Monaten, dies ist die Zeit nach der prothetischen Versorgung des Implantats;

Spalte 5: die Knochendefekte, die bei der Implantation vorhanden waren, und zwar in Bruchteilen der Implantatlänge mit Kennzeichnung der Lokalisation, z.B.: 1/4 labial, apikal;

Spalte 6: Vermerk über pathologisch vertiefte Taschen;

Spalte 7: Lockerungsgrad nach den üblichen Kriterien der klinischen Kontrolle;

Spalte 8: bestehende oder fehlende Perkussionsempfindlichkeit;

Spalte 9: Röntgenbefund vom Tage der Messung, der mittels eines Mundfilms erstellt wurde. Hierbei wird die Länge bis zum tiefsten Punkt eines evt. vorhandenen Höhenabbaus oder einer marginalen Trichter- oder Spaltbildung in Bruchteilen der Implantatlänge mit Kennzeichnung der Lokalisation angegeben;

Spalte 10: bestehender oder fehlender Verdacht auf Parafunktionen am Implantat;

Spalte 11: die Kraft, mit der ausgelenkt wird;

Spalte 12: die dabei bewirkte statische Gesamtauslenkung A;

Spalte 13: der schnelle Rückstellungsanteil R;

Spalte 14: Restauslenkung (Auslenkung am Übergang vom schnellen zum langsamen Rückstellungsanteil) A - R;

Spalte 15: Geschwindigkeit der schnellen Rückstellung v und

Spalte 16: Angabe, ob am Übergangspunkt eine Schwingung auftritt.

1. Nummer der Messungen / Patient	2. Implantationsort	3. Liegedauer in Monaten	4. Funktionelle Belastungszeit in Monaten	5. Intraoperativer Knochenverlust	6. Pathologisch vertiefte Taschen	7. Lockerungsgrad	8. Perkussionsempfindlichkeit	9. Röntgenbefund	10. Parafunktionen	11. Auslenkende Kraft in N	12. Statische Gesamtauslenkung in µm	13. Schneller Rückstellungsanteil in µm	14. Restauslenkung = A - R	15. Geschwindigkeit der schnellen Rückstellung in $\frac{mm}{sec}$	16. Schwingungen
Nr. P	I O	Lie	F B	I Kv	Path	Lo	Perk	Rö	Par	F	A	R	A-R	V	O
1. W.E.	21	1	0	1/4 1,a	-	0	-	0	-	2	42,6	2,1	40,5	5,2	-
										3	50	4,3	45,7	8,6	-
										4	60	11,7	48,3	8,3	-
										5	71,3	22,9	48,4	7,6	-
2. M.M.	11	1	0	1/4 1,c	-	0	-	0	-	3	14,9	4,3	10,6	6,1	-
										4	33	7,5	25,5	9,3	-
										5	52,1	37,0	15,1	13,7	-
3. B.Y.	21	3	0	1/5 1,c	-	0	-	1/3m 1/3d	-	2	4	2	2	5,0	+
										4	9	4,8	4,3	12,0	+
										6	18	9	9	22,5	+
										8	25	13	12	32,5	+
4. F.B.	21	4	0	1/3 1,a	-	0	-	1/6m 1/4d	-	4	6,4	3,2	3,2	10,6	+
										6	9,6	6,4	3,2	21,3	+
										8	16	10,6	5,4	35,3	+
5. Z.A.	22	4	0	0	-	0	-	0	-	4	6	2	4	6,6	+
										6	11	4	7	13,3	+
										8	26,5	10	16,5	25	+

1. Nr. P	2. I O	3. Lie	4. F B	5. I Kv	6. Path	7. Lo	8. Perk	9. Rö	10. Par	11. F	12. A	13. R	14. A-R	15. V	16. O
6. W.E.	21	3,7	0	1/4 l,a	-	0	-	1/3m 1/2d	-	4 6 8	4,4 7,5 11,7	3,3 5,3 10,6	1,1 2,2 1,1	3,3 3,5 5,3	+ + +
7. M.M.	11	6	0	1/4 l,c	-	0	-	0	-	4 6 8	6,4 10,6 13,8	6,4 10,6 13,8	0 0 0	64 106 138	+ + +
8. S.R.	22	30	27	0	-	0	-	0	-	4 6 8	5,3 9,6 12,8	5,3 9,6 12,8	0 0 0	17,0 32,0 42,6	+ + +
9. B.K.	12	24	17	0	4 m	0	-	0	-	6 8	4,3 6,4	4,3 6,4	0 0	14,3 21,3	+ +
10. K.W.	21	12	7	1/5 l,a	-	0	+	0	-	4 6	9,6 14,9	5 7	3,6 7,9	10,0 23,0	- +
11. V.Ch.	21	12	8	1/2 l,c	-	0	+	0	-	4 6 8	35 46,8 61,7	19,1 31,9	27,7 29,8	95,5 127,5	- + +
12. W.P.	11	18	15	1/2 l,a	4 b	0	-	2/3m 1/2d	+	2 4 6 8	4,6 14,5 27 45	1,5 6,7 15 33,2	3,1 7,8 12 11,8	1,5 33,5 75,0 66,4	+ + + +
13. R.A.	21	20	16	0	-	0	-	0	+	2 4 6	11,4 20,8 34,5	9,9 9,8 14,5	1,5 11 20	49,0 72,5	- + +
14. S.B.	11	26	20	0	-	I	-	3/4m 1/1d	+	1 2	284 416	44	372	44,0	- -
15. S.R.	21	6,5	0	1/2 l,c	-	I	-	1/2m 3/4d	-	1	116	29	87		-

5.7 Auswertung der statischen Gesamtauslenkung

In Abb. 20 ist für alle klinisch und röntgenologisch unauffälligen Implantate die statische Gesamtauslenkung in Abhängigkeit von der auslenkenden Kraft dargestellt. Jeder Punkt entspricht einer Rückstellmessung; alle Punkte, die zu einer Meßreihe gehören, sind durch gerade Linien miteinander verbunden. Am rechten Ende der Meßreihen ist die Liegedauer des Implantats in Monaten (M) angegeben.

Diese graphische Darstellung zeigt, daß die statische Gesamtauslenkung der Implantate mit zunehmender Liegedauer bis zum 6. Monat abnimmt. Danach liegen die Werte, unabhängig davon, wie lange das Implantat bereits funktionell belastet worden ist, relativ eng beieinander. Die Linien, die eine Meßserie kennzeichnen, sind mit guter Näherung immer Geraden und können, außer bei den Messungen nach einem Monat, als Ursprungsgeraden angesehen werden. Die Steigungen der Geraden nehmen bis zur Liegedauer von 6 Monaten kontinüierlich ab und haben bei längeren Liegezeiten unter funktioneller Belastung etwa den gleichen Wert.

In Abb. 21 ist für alle Implantate mit klinischen oder röntgenologischen Auffälligkeiten dieselbe Darstellung wiedergegeben wie in Abb. 20. Die auffälligen Implantate zeigen nicht mehr ein so eindeutiges Bewegungsverhalten wie die unauffälligen. Nach einer Liegedauer von 12 und 20 Monaten unter funktioneller Belastung ist bei gleicher Kraft eine erheblich größere Auslenkung festzustellen. Die Verbindungslinie der Werte einer Meßreihe bildet keine Gerade mehr sondern eine Kurve mit zunehmender Steigung.

Das Implantat der Meßreihe Nr. 11 weist die größten Auslenkungswerte auf. Zum Zeitpunkt der Messung ist vor allem eine starke Perkussionsempfindlichkeit auffallend. Klinisch ist das Implantat nicht gelockert; röntgenologisch ist kein Knochenabbau sichtbar. Allerdings lag hier bei der Implantation ein erheblicher Knochendefekt von der Hälfte der Implantatlänge im apikalen Bereich der labialen Alveolarknochenwand vor.

Die zweitgrößten Auslenkungswerte hat das Implantat der Meßreihe Nr. 13. An Auffälligkeiten sind hier vor allem Parafunktionen festzustellen, die der Patient über längere Zeit an dem Implantat ausgeführt hat.

Bei der Meßreihe Nr. 12 liegen mehrere Auffälligkeiten vor, die vermutlich ebenfalls darauf zurückzuführen sind, daß der Patient längere Zeit Parafunktionen am Implantat ausgeführt hat. Labial wird eine pathologisch vertiefte Tasche von 4 mm gemessen; der Röntgenbefund zeigt einen Seitenabbau von 2/3 der Implantatlänge mesial und der Hälfte distal. Außerdem hat bei der Implantation ein Knochendefekt von einer halben Implantatlänge im apikalen Bereich der labialen Alveolenwand vorgelegen.

Am geringsten sind die Auslenkungswerte beim Implantat der Meßreihe Nr. 10 vergrößert, es weist auch nur relativ geringe Veränderungen auf. Hier zeigt der Röntgenbefund eine Spaltbildung an der mesialen und distalen Alveolenwand von 1/4 der Implantatlänge im zervikalen Bereich. Bei der Implantation bestand apikal ein Knochendefekt von 1/5 der labialen Knochenwand.

Wie bereits bei der Beschreibung der Meßapparatur angeführt, kann die statische Auslenkung der Implantate nur mit ca. 85 - 90%iger Genauigkeit gemessen werden. Im Vergleich dazu wird der dynamische Vorgang der Rückstellbewegung, insbesondere der erste schnelle Rückstellungsanteil, von der Meßapparatur sehr exakt aufgezeichnet.

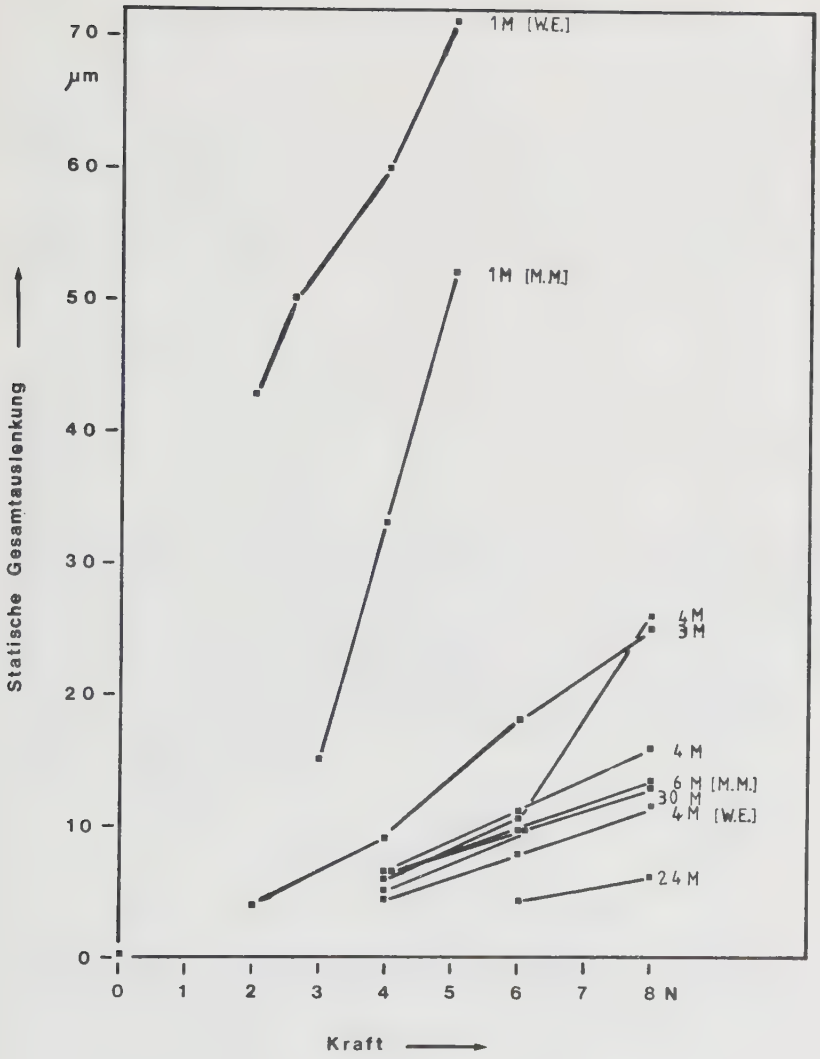


Abb. 20. Statische Gesamtauslenkung in Abhängigkeit von der auslenkenden Kraft für alle klinisch und röntgenologisch unauffälligen Implantate. Die Liegedauer der Implantate ist rechts neben dem letzten Punkt einer Meßreihe in Monaten (M) angegeben. Die Initialen (W.E.) und (M.M.) kennzeichnen Meßreihen von identischen Patienten.

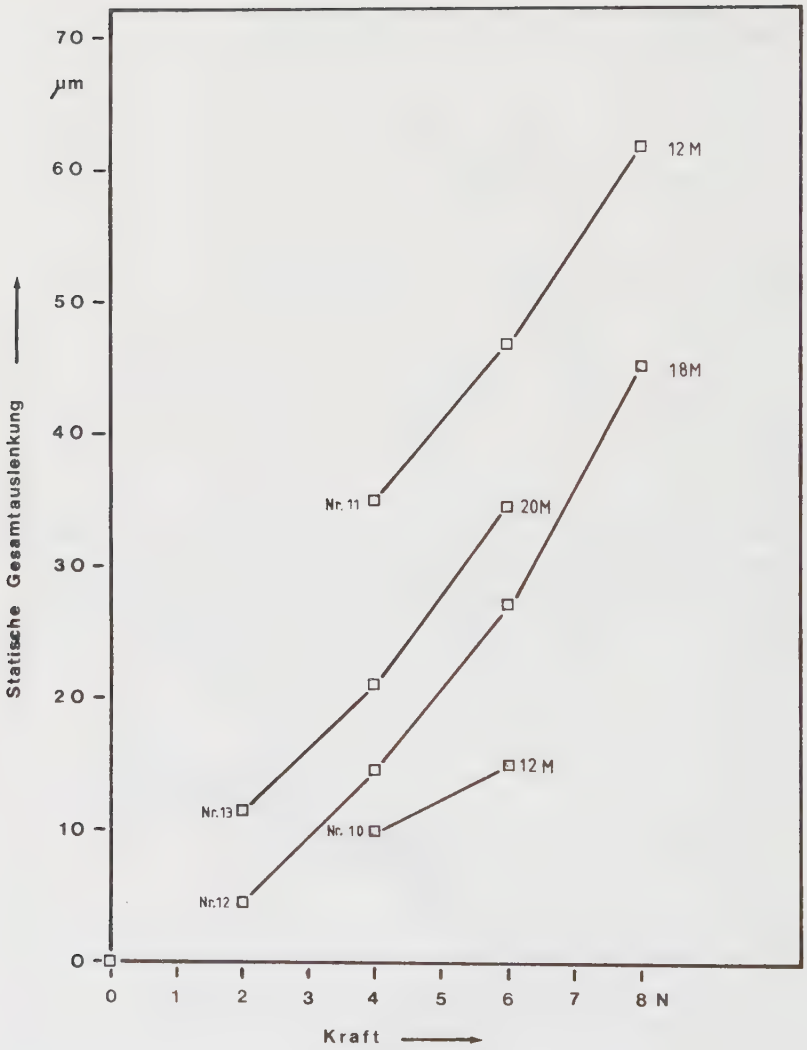


Abb.21. Statische Gesamtauslenkung in Abhängigkeit von der auslenkenden Kraft für alle klinisch und röntgenologisch auffälligen Implantate. Die Liegedauer der Implantate ist rechts neben dem letzten Punkt einer Meßreihe in Monaten angegeben. Links neben dem ersten Punkt wird die Meßreihe durch die Patientennummer gekennzeichnet.

5.8 Auswertung des schnellen Rückstellungsanteils

Der schnelle Rückstellungsanteil in Abhängigkeit von der auslenkenden Kraft für die klinisch und röntgenologisch unauffälligen Implantate ist in Abb. 22 graphisch dargestellt. Wieder entspricht jeder Kurvenpunkt einer Rückstellmessung; die Punkte einer Meßreihe sind ebenfalls durch Linien miteinander verbunden. Die Liegedauer der gemessenen Implantate ist rechts am Ende der Meßreihe in Monaten (M) angegeben.

Die Kurven der Implantate mit einer Liegedauer von einem Monat verlaufen nichtlinear mit zunehmender Steigung.

Die Kurven der anderen Implantate verlaufen in guter Näherung linear und besitzen dieselbe Steigung, unabhängig von der Liegedauer und der funktionellen Belastung.

In Abb. 23 sind Implantate, die abweichende klinische oder röntgenologische Befunde aufweisen, graphisch dargestellt. Sie unterscheiden sich von den unauffälligen Implantaten vor allem durch die wesentlich größeren Werte des schnellen Rückstellungsanteils. Die Kurve der Meßreihe Nr. 12, die aus 4 Einzelmessungen besteht, zeigt einen nichtlinearen Verlauf. Der schnelle Rückstellungsanteil nimmt mit steigender Kraft überproportional zu, ähnlich wie bei den Implantaten mit einer Liegedauer von einem Monat.

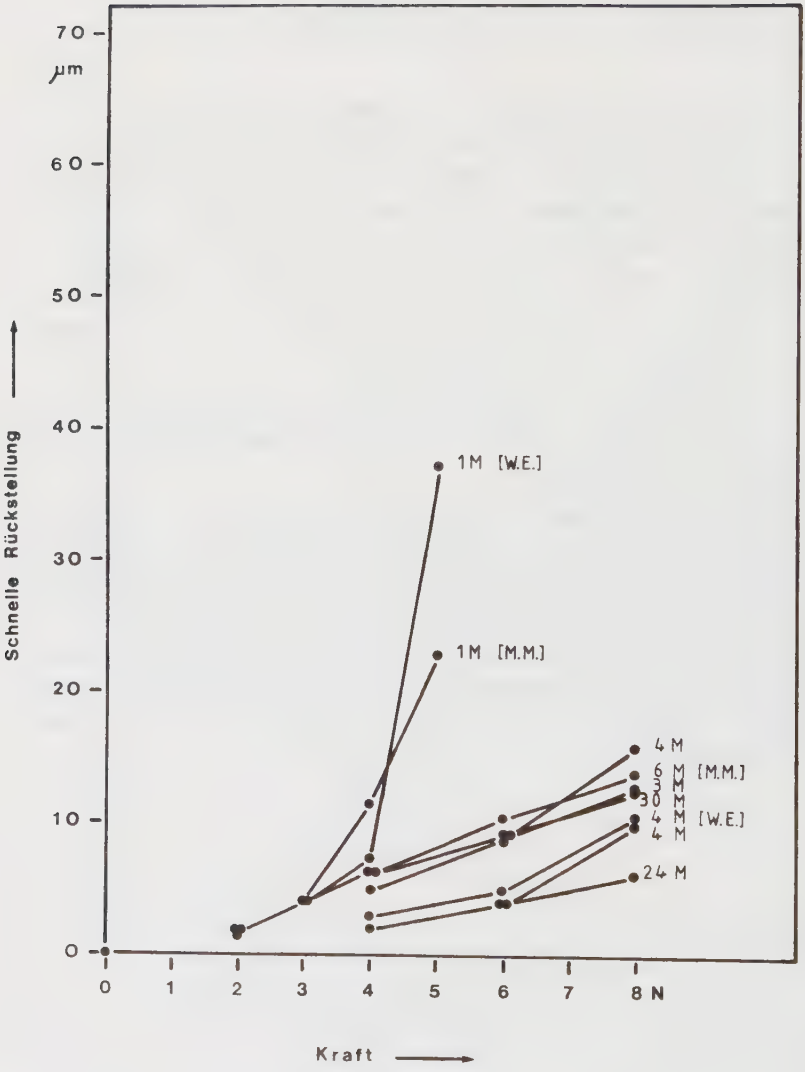


Abb. 22. Schnelle Rückstellung in Abhängigkeit von der auslenkenden Kraft für alle klinisch und röntgenologisch unauffälligen Implantate. Die Liegedauer der Implantate ist rechts neben dem letzten Punkt der Meßreihe in Monaten (M) angegeben. Die Initialen (W.E.) und (M.M.) kennzeichnen Meßreihen von identischen Patienten.

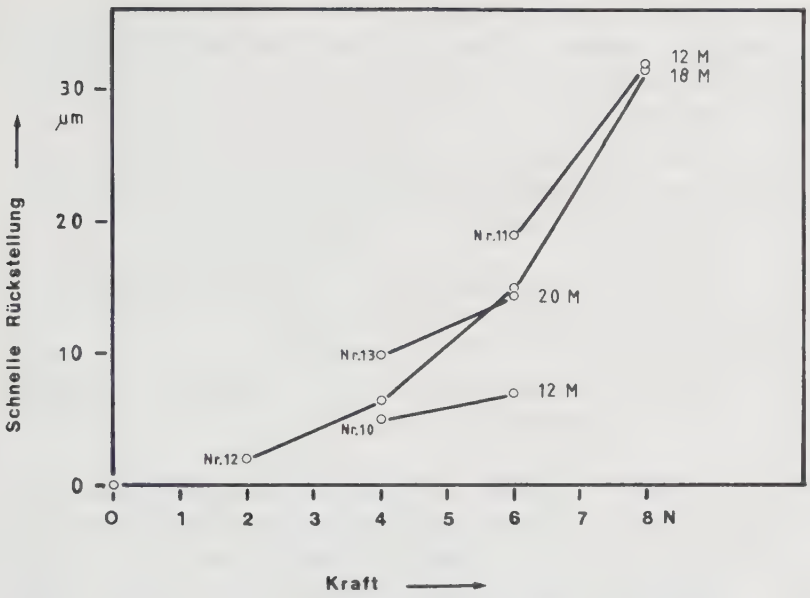


Abb. 23. Schnelle Rückstellung in Abhängigkeit von der auslenkenden Kraft für alle klinisch und röntgenologisch auffälligen Implantate. Die Liegedauer der Implantate ist rechts neben dem letzten Punkt einer Meßreihe in Monaten (M) angegeben. Links neben dem ersten Punkt wird die Meßreihe durch die Patientennummer gekennzeichnet.

5.9 Auswertung der Restauslenkung

Als Restauslenkung wird die Auslenkung bezeichnet, die am Übergangspunkt von der ersten schnellen Rückstellung zur zweiten langsamen Rückstellung noch vorhanden ist.

In der Abb. 24 ist die Restauslenkung in Abhängigkeit von der auslenkenden Kraft für alle klinisch und röntgenologisch unauffälligen Implantate aufgezeichnet. Die einzelnen Meßpunkte einer Meßreihe sind wieder durch Linien miteinander verbunden. Rechts am Ende der Meßreihe ist die Liegedauer des Implantats in Monaten (M) angegeben. Zwei Meßreihen an identischen Patienten sind durch ihre Initialen (W.E.) und (M.M.) gekennzeichnet.

Aus dem Schaubild ist zu ersehen, daß bei den beiden Implantaten mit einem Monat Liegedauer noch eine große Restauslenkung vorhanden ist. Sie beträgt mit Ausnahme einer Messung 3/4 bis 9/10 der statischen Gesamtauslenkung, die in Abb. 20 dargestellt ist.

Mit zunehmender Liegedauer der Implantate nimmt die Restauslenkung ab. Bei den 3 Monate und 4 Monate liegenden Implantaten ist sie auf die Hälfte bzw. bis zu 1/10 der statischen Gesamtauslenkung gesunken.

Nach 6 Monaten und längerer Liegedauer ist die Restauslenkung gleich Null. Das besagt, daß die Rückstellung der statischen Gesamtauslenkung vollständig in der ersten schnellen Phase erfolgt.

Dieses Verhalten ist unabhängig davon, ob die Implantate funktionellen Belastungen ausgesetzt sind oder nicht.

Die Implantate mit klinischen und röntgenologischen Auffälligkeiten zeigen ein anderes Verhalten als die bisher beschriebenen. In der Abb. 25 sind sie in gleicher Weise, mit demselben Maßstab wie in Abb. 24 dargestellt. Am linken Ende ist jede Meßreihe mit ihrer Nummer gekennzeichnet. Im Abschnitt 5.7 wurden diese Meßreihen bereits ausführlich beschrieben.

Nach 12 Monaten, 18 Monaten und 20 Monaten Liegedauer mit funktioneller Belastung weisen alle Implantate Restauslenkungen auf. Die Werte liegen zwischen 1/3 und 3/4 der statischen Gesamtauslenkung. Dies ist in dem Bereich, in dem auch die Werte der unauffälligen Implantate nach 1 Monat und 3 Monaten liegen.

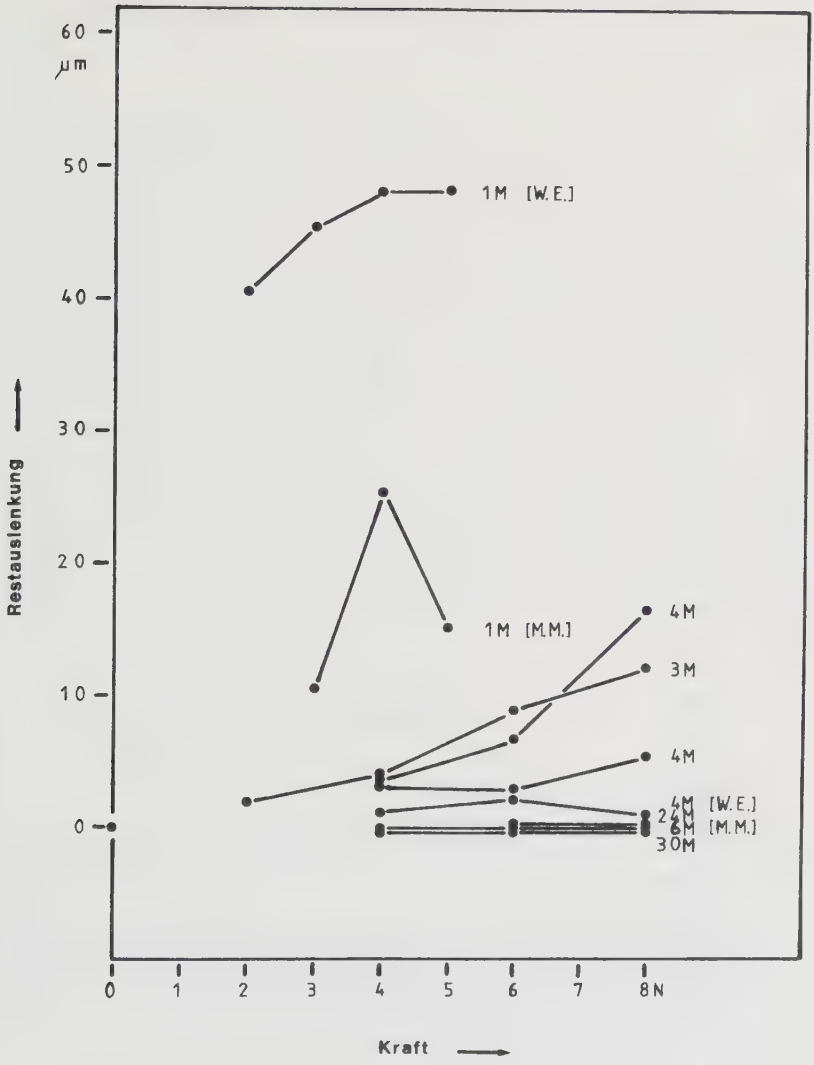


Abb. 24. Restauslenkung in Abhängigkeit von der auslenkenden Kraft für alle klinisch und röntgenologisch unauffälligen Implantate. Die Liegedauer ist rechts neben den einzelnen Meßreihen in Monaten (M) angegeben. Die Initialen (W.E.) und (M.M.) kennzeichnen je zwei Meßreihen an identischen Patienten.

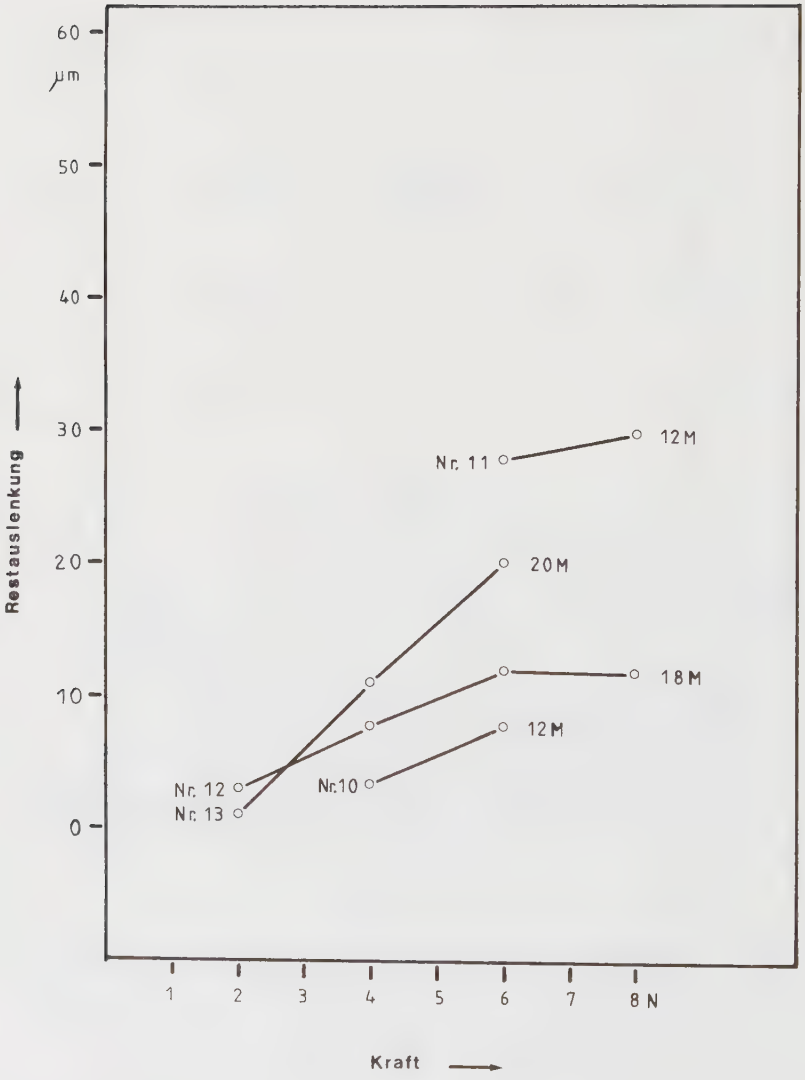


Abb. 25. Restauslenkung in Abhängigkeit von der auslenkenden Kraft für alle klinisch und röntgenologisch auffälligen Implantate. Die Liegedauer ist rechts neben den einzelnen Meßreihen in Monaten (M) angegeben. Links neben dem ersten Punkt wird die Meßreihe durch die Patientennummer gekennzeichnet.

6 DISKUSSION

6.1 Meßergebnisse natürlicher Zahn

Das Rückstellverhalten, das am natürlichen Zahn 21 gemessen wurde, steht im Einklang mit den Ergebnissen von SCHOLZ /21/ in seiner Untersuchung an Oberkieferschneidezähnen. Sowohl die Gesamtauslenkung, der schnelle Rückstellungsanteil als auch die Rückstellungscharakteristik liegen im Bereich der von ihm angegebenen Werte. Die Fehlbelastungen, die durch die Dysfunktionen des Probanden an dem Zahn verursacht werden, haben keinen Einfluß auf das Rückstellungsverhalten in dem gemessenen Bereich.

Für die Messungen an den Tübinger Implantaten wird, wie im Kapitel 4.1 beschrieben, dieselbe Meßmethode wie für den natürlichen Zahn verwendet. Aufgrund derselben Untersuchungsmethode ist es daher möglich, Meßergebnisse, die an den Tübinger Implantaten ermittelt werden, mit den bei den Messungen an natürlichen Zähnen festgestellten Werten zu vergleichen.

6.2 Statische Gesamtauslenkung

Die statische Gesamtauslenkung der klinisch und röntgenologisch unauffälligen Implantate nimmt während der Einheilungszeit bis zum 6. Monat der Liegedauer ständig ab. Danach bleiben die Auslenkungswerte innerhalb eines kleinen Bereichs gleich, unabhängig davon, ob die Implantate den physiologischen Belastungen des Kausystems ausgesetzt sind oder nicht. Die Auslenkung erfolgt nach 6 bzw. 4 Monaten Liegedauer linear zur auslenkenden Kraft mit annähernd gleicher Kurvensteigung.

Die Auslenkungswerte verringern sich vom 1. bis zum 3. Monat der Liegedauer bereits um 80 % und in den folgenden drei Monaten nur noch um ca. 20 %. Nach einmonatiger Liegedauer ist die statische Gesamtauslenkung der Implantate ungefähr gleich groß wie die von natürlichen Oberkieferschneidezähnen; nach drei Monaten beträgt sie nur noch 20 - 30 % und nach sechs Monaten ungefähr 10 - 15 % der Auslenkung des natürlichen

Zahns. Dies muß bei der prothetischen Versorgung eines Implantats durch entsprechende Gestaltung der Suprakonstruktion berücksichtigt werden, um das Implantat vor Fehl- und Überbelastung zu schützen, wenn es innerhalb einer natürlichen Zahnreihe den physiologischen Belastungen ausgesetzt ist. SCHULTE /23/ hat die occlusale Adjustierung der Suprakonstruktion näher erläutert. Die Beweglichkeitsabnahme der Implantate während der Einheilungszeit ist abhängig von der zunehmenden Festigkeit des Implantatbetts, da sich die Festigkeit der Implantatkeramik unter physiologischen Bedingungen nicht verändert. Wie von tierexperimentellen Untersuchungen bekannt ist, findet beim Einheilungsvorgang an der Grenzfläche eine Umstrukturierung von osteoidem Gewebe, Faserkallus genannt, in mineralisiertes, lamellär und trajektoriell gerichtetes Knochengewebe statt /12/. Die bei dieser Untersuchung festgestellte Zunahme der Festigkeit des Implantatbetts läßt vermuten, daß ähnliche Umbauvorgänge, wie sie beim Tier nachgewiesen sind, auch im menschlichen Alveolarknochen stattfinden. Ein direkter Beweis dieser Vermutung kann nicht erbracht werden, weil es nicht möglich ist, von Menschen mehrmals an der Grenzfläche Gewebe zu entnehmen und histologisch zu untersuchen.

Der zeitliche Ablauf bei der Einheilung von Implantatkeramik wird von GRIESS und HEIMKE / 4 / nach Untersuchungen am Schaf so beschrieben, daß im ersten Monat in der Phase der Reparation Faserkallusbildung an der Grenzfläche stattfindet. Im zweiten und dritten Monat, in der Phase der Stabilisierung, wird das differenzierte Kallusgewebe in lammellär und trajektoriell gerichteten Knochen umstrukturiert.

HEIMKE führt aus, daß die Einheilung der Implantatkeramik mit den Vorgängen, die bei der Knochenbruchheilung stattfinden, vergleichbar ist. In der Frakturlehre im Kiefer- und Gesichtsbereich /25/ wird der zeitliche Ablauf der Heilung über die Kallusbildung so dargestellt, daß nach ein bis zwei Monaten geflechtartiger Knochen vorliegt, der dann in der nachfolgenden Zeit zu lamellärem Knochen umgebildet wird und dadurch seine ursprüngliche Form und Festigkeit wiedergewinnt. Bei Biegebruchmessungen hat H. G. LUHR am Hundekiefer festgestellt, daß dieser drei Monate nach der Frakturversorgung wieder ca. 50 % seiner ursprünglichen Festigkeit besitzt.

Die Betrachtung der statischen Gesamtauslenkung bei den vorliegenden Messungen zeigt, daß das Tübinger Implantat nach dreimonatiger Liegedauer noch nicht seine endgültige Festigkeit im Alveolarknochen besitzt, son-

dern diese erst nach etwa 6 Monaten erreicht und danach beibehält, auch wenn es den physiologischen Belastungen des Kausystems ausgesetzt ist. Ferner ist zu ersehen, daß der Alveolarknochen bei der Verformung durch ein fest eingeheiltes Tübinger Implantat ein elastisches Verhalten nach dem Hooke'schen Gesetz zeigt. Dies gilt jedoch nur für die Implantate, die keine klinischen oder röntgenologischen Auffälligkeiten aufweisen.

Die untersuchten auffälligen Implantate zeigen dagegen ein anderes Verhalten. Aus den Abbildungen 21 und 19 ist zu ersehen, daß die Auslenkungswerte dieser Implantate größer als die der unauffälligen Implantate sind. Da die Liegedauer bei diesen Implantaten 12 Monate und mehr beträgt, wird ein Zusammenhang zwischen den erhöhten Auslenkungswerten und den Auffälligkeiten, die im Kapitel 5.7 beschrieben worden sind, vermutet. Diese Vermutung wird durch die Tatsache bestätigt, daß die schwerwiegenderen Befunde - wie z.B. ein größerer Knochendefekt bei der Implantation, länger dauernde Parafunktionen am Implantat oder ein erheblicher röntgenologisch sichtbarer Seitenabbau - den erhöhten Auslenkungswerten zugeordnet werden können. Die erhöhten Auslenkungswerte alleine lassen jedoch keine Schlußfolgerung darüber zu, in welcher Weise das Implantatbett bei diesen Implantaten verändert wurde, ob in der Grenzschicht des Knochens zur Implantatkeramik weniger tragfähige Knochenstrukturen vorhanden sind bzw. mehr osteoide Gewebe oder ob die Implantate von einem bindegewebigen Interponat eingeschieden sind.

Im Vergleich mit den auffälligen Implantaten hat das erwiesenermaßen bindegewebig eingeschiedene Implantat 10 - 20fach erhöhte Auslenkungswerte. Dieser gravierende Unterschied im Auslenkungsverhalten deutet darauf hin, daß es sich bei der Veränderung des Implantatbetts nicht um eine bindegewebige Einscheidung der auffälligen Implantate handelt.

6.3 Die Rückstellbewegung

Weiteren Aufschluß über die Einheilung des Implantats und die Qualität des Implantatbetts kann man aus der zusätzlichen Betrachtung der Rückstellbewegung in ihren Einzelanteilen gewinnen.

Der schnelle Rückstellungsanteil der unauffälligen Implantate (5.8) läßt zwei Besonderheiten erkennen: einmal die erhöhten Werte bei den Implantaten nach einem Monat - vor allem bei der auslenkenden Kraft 5 N; zum anderen die in etwa gleichen Werte für alle übrigen Implantate, unabhängig von der Liegedauer. Aus der Graphik ist zu ersehen, daß bei den Implantaten von mehr als einem Monat Liegedauer sich die schnellen Rückstellungsanteile ungefähr proportional zur auslenkenden Kraft F verhalten.

Nach 6 Monaten Liegedauer ist der schnelle Rückstellungsanteil der Implantate mit der statischen Gesamtauslenkung identisch; die Restauslenkung ist gleich Null. Die gesamte Auslenkung wird bei diesen Implantaten in der ersten schnellen Phase vollständig rückgängig gemacht; das Implantat kehrt in seine Ausgangsstellung zurück und führt eine gedämpfte Schwingung um die Ruhelage aus (vgl. Meßkurven im Abschnitt 5.3)

Dieses einphasige Rückstellverhalten erbringt den Nachweis, daß das eingeheilte Tübinger Implantat, das keine Auffälligkeiten hat, nur von einer Gewebeart umgeben ist, nämlich einem strukturierten, mineralisierten und damit lastaufnahmefähigen Knochengewebe ohne bindegewebige Zwischenschicht. Das Vorhandensein eines bindegewebigen Interponats würde sich, je nach Ausmaß, in einem zweiphasigen Rückstellungsverhalten äußern, ähnlich dem des natürlichen Zahns oder bei weitgehend bindegewebiger Einscheidung in einer völlig anderen Rückstellung, wie sie in Abschnitt 5.5 beschrieben ist.

Bei Implantaten, die sich in der Einheilungszeit zwischen dem 1. und dem 6. Monat befinden, wird nur ein Teil der Gesamtauslenkung durch die schnelle Rückstellung rückgängig gemacht. Die Restauslenkung ist nach einem Monat noch ungefähr gleich groß wie beim natürlichen Zahn; sie wird nach drei bis vier Monaten auf ca. ein Drittel reduziert, erst im 6. Monat ist sie gleich Null. Das zweiphasige Rückstellverhalten, das durch die Meßkurvenbeispiele in den Abschnitten 5.1 und 5.2 dargestellt wird, zeigt, daß das Implantatbett in der Einheilungszeit aus zwei unterschiedlichen

Gewebeanteilen besteht; zum einen aus völlig ausdifferenziertem Alveolarknochen und zum anderen aus osteoidem Gewebe. Dieses differenziert sich nach und nach aus und nimmt damit an Festigkeit zu, was aus der Abnahme der Restauslenkung und der Abnahme der statischen Gesamtauslenkung zu ersehen ist. Aus der Festigkeitszunahme dieses Gewebeanteils kann gefolgert werden, daß es sich bei dem zweiten Gewebeanteil des Implantatbetts um osteoides Gewebe und nicht um bindegewebiges Interponat handeln muß. Bei zwei Implantaten kann diese Zunahme durch Wiederholungsmessungen nach vier- und sechsmonatiger Liegedauer nachgewiesen werden. Bei einer bindegewebigen Einscheidung ist eine Festigkeitszunahme nicht zu erwarten, weil die Bindegewebshülle in der Regel mit fortschreitender Zeit immer mehr zunimmt.

Die klinisch und röntgenologisch auffälligen Implantate weisen im schnellen Rückstellungsanteil teilweise dieselben Werte auf wie die unauffälligen Implantate. Teilweise sind die Werte erhöht wie bei den Implantaten mit einmonatiger Liegedauer.
Für die auffälligen Implantate ist es charakteristisch, daß sie in jedem Fall eine Restauslenkung aufweisen im Gegensatz zu den unauffälligen Implantaten (Abb. 25). Dies kann als wesentlichstes Unterschiedsmerkmal zwischen einem auffälligen und einem unauffälligen Implantat angesehen werden. Das deutlich zweiphasige Rückstellungsverhalten mit Schwingungen am Übergang von der schnellen zur langsamen Rückstellung ist ein Hinweis darauf, daß auch die Gewebestruktur des Implantatbetts aus unterschiedlich festen Anteilen bestehen muß. Mit diesen Messungen alleine kann jedoch nicht die Frage beantwortet werden, ob der weniger feste Anteil, der die langsame Rückstellung bewirkt, aus osteoidem Gewebe besteht, wie das bei den Implantaten während der Einheilungszeit der Fall ist, oder ob Bindegewebsanteile die reduzierte Festigkeit verursachen.

7 AUSBLICK

Mit Wiederholungsmessungen an auffälligen Implantaten könnten weitere Aufschlüsse über die Frage des osteoiden Gewebeanteils oder der bindegewebigen Einscheidung gewonnen werden. Wäre es möglich, die Auffälligkeiten zu beseitigen, und würde sich dann bei den Messungen eine Festigkeitszunahme des Implantatbetts zeigen, könnten daraus Rückschlüsse auf gewebliche Veränderungen gezogen werden. Ebenso wäre dies möglich, wenn sich eine weitere Festigkeitsabnahme des Implantatbetts herausstellt.

Häufigere Verlaufsmessungen an unauffälligen Implantaten könnten auch weitere Erkenntnisse über die Einheilung des Tübinger Implantats erbringen. Ferner könnten Kontrollmessungen an bereits eingeheilten und funktionell belasteten Implantaten zur Frühdiagnose von evt. vorhandenen Störungen am Implantat dienen. Allerdings ist das in dieser Arbeit angewendete Meßverfahren zu zeitaufwendig und daher für Verlaufsmessungen nicht geeignet.

Mit dem Periotestverfahren /25/ - einem serienreifen Meßverfahren, das bereits seit einiger Zeit für Messungen an gesunden und parodontal erkrankten Zähnen angewendet wird, ist die Möglichkeit gegeben, eine große Zahl von Implantaten über einen längeren Zeitraum hinweg durch Beweglichkeitsmessungen zu untersuchen. Ergebnisse aus diesen Untersuchungen können aufgrund der großen Zahl der Messungen statistisch ausgewertet werden.

Kombinierte Untersuchungen mit beiden Meßmethoden an identischen Implantaten könnten Aufschluß geben, ob das Periotestverfahren in der bestehenden Form für die Anwendung an Implantaten geeignet ist oder noch optimiert werden kann.

8 ZUSAMMENFASSUNG

Im theoretischen Teil der Arbeit wird das Tübinger Implantat dargestellt und verschiedene Untersuchungsergebnisse zur Einheilung beschrieben. Danach werden Beweglichkeitsmessungen, die bereits mit anderen Implantatsystemen an Präparaten, an Tieren und am Menschen durchgeführt worden sind, beschrieben und bewertet. Erkenntnisse können daraus für das Tübinger Implantat nur sehr geringfügig gewonnen werden.

Im experimentellen Teil der Arbeit wird die zur Verfügung stehende Meßapparatur erweitert, so daß sie für Rückstellmessungen an prothetisch versorgten sowie an unversorgten Tübinger Implantaten verwendet werden kann. Die Meßapparatur stellt die Rückstellbewegung des Implantats nach labialer Auslenkung während den ersten Millisekunden unverfälscht dar.

An einem natürlichen Schneidezahn und an 15 Implantaten im Oberkieferfrontzahnbereich werden Meßreihen mit zunehmend auslenkender Kraft durchgeführt. Die Auslenkungen der unauffälligen Implantate sind nach 6 Monaten Liegedauer proportional zur auslenkenden Kraft. Die absoluten Auslenkungswerte nehmen mit längerer Liegedauer der Implantate bis zum 6. Monat ab, danach bleiben sie gleich, unabhängig davon, ob das Implantat funktionell belastet ist oder nicht. Die Auslenkung beträgt dann noch ca. 1/10 der Auslenkung des natürlichen Zahns. Funktionell belastete Implantate mit klinischen oder röntgenologischen Auffälligkeiten haben erhöhte Auslenkungswerte, die im Bereich der Implantate von 1 bis 6 Monaten Liegedauer liegen. Bindegewebig eingeheilte Implantate haben 100 - 200fach erhöhte Auslenkungswerte gegenüber unauffälligen Implantaten.

Die Rückstellbewegung der Implantate verändert ihre Charakteristik während der Einheilung bis zum 6. Monat, danach bleibt sie bei unauffälligen Implantaten gleich. Ein erster schneller Rückstellungsanteil und ein zweiter langsamer mit einer Restauslenkung wird unterschieden. Dieser verschwindet bis zum 6. Monat vollständig, so daß die gesamte Rückstellung aus dem ersten schnellen Anteil besteht, an dessen Ende das Implantat um seine Ruhelage schwingt. Die auffälligen Implantate zeigen jedoch immer einen langsamen Anteil mit einer Restauslenkung.

Das Rückstellungsverhalten der unauffälligen Implantate zeigt den Einheilungsverlauf des Tübinger Implantats, die ankylotische Verbindung zwischen Implantatkeramik und Knochengewebe ohne bindegewebige Zwischenschicht und das elastische Verhalten des Alveolarknochens im Oberkiefer.

Auf weitere Untersuchungen mit dem Periotestgerät, die zunächst parallel mit Rückstellmessungen durchgeführt werden sollten, wird hingewiesen.

9 LITERATURANGABEN

1. ANDREAE,G., EICHNER,K. und ROHRBACH,C.: Messung der Eigenfrequenz menschlicher Zähne und ihrer Vibration beim Bohren und Schleifen mit einem ansetzbaren, kleinen Induktionsschwingungsmesser. Zahnärztl. Rdsch. 69, 49 (1960)

2. BRETSCHI,J.: Ein physikalisches Modell des Zahnhalteapparates als Grundlage zur meßtechnischen Erfassung von Parodontopathien. Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 351 (1976)

3. BÜSING,C.M. u. D'HOEDT,B.: Die Knochenanlagerung an das Tübinger Implantat beim Menschen. Dtsch. zahnärztl. Z. 36, 563 (1981)

4. GRISS,P., HEIMKE,G., KREMPIEN,B., SILBER,R., HOEHNER,K. und MERKLE,B.: Erste Erfahrungen mit der Keramik-Metallverbundprothese. Medizinisch orthopädische Technik 6, 95. Jahrg. 159 (1975)

5. HEIMKE,G.: Enossale Implantate aus Aluminiumoxid-Keramik. Dtsch. zahnärztl. Z. 33, 306 (1978)

6. HEIMKE,G., V.ADRIAN-WERBUNG,H., KREMPIEN,B., GRISS,P.: Endoprothesen aus Al_2O_3-Keramik. Sd. aus Ber. der Deutsch. Keramischen Gesellsch. Bd. 51, 2, 29 (1974)

7. HEIMKE,G., GRISS,P. und JENTSCHURA,G.: Verbesserter Gelenkersatz mit Aluminiumoxid-Keramik. Sd. aus Ber. d. Deutsch. Keramischen Gesellsch. Bd. 53, 10, 329 (1976)

8. HEIMKE,G., GRISS,P., JENTSCHURA,G und WERNER,E.,: Die Aussagefähigkeit histologischer Befunde zur Beurteilung von Knochenersatzwerkstoffen. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 91, 267 (1978)

9. HOFMANN,M.: Die Periodontografie des gesunden und erkrankten Parodontiums. Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 48, 179 (1967)

10. KÖRBER,K.: Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit. Dtsch. Zahnärzteblatt 16, 605 (1962)

11. KRAINESS,F.E. und KNAPP,W.J.: Strength of a Dense Alomina Ceramic after Aging in vitro. J. of Biomed. Materials Research. Vol 12, 241 (1978)

12. KREMPIEN,B., SCHULTE,W., KLEINEIKENSCHEIDT,H., LINDNER,K., SCHAREYKA, R. und HEIMKE,G.: Lichtoptische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen an der Grenzfläche von Implantaten aus Aluminiumoxid-Keramik im Unterkiefer von Hunden. Dtsch. zahnärztl. Z. 33, 332 (1978)

13. LUHR,H.-G.,: Die Kompressionsosteosynthese bei Unterkieferfrakturen. Carl Hanser Verlag, München 1972

14. LUKAS,D., NEY,R., SCHULTE,W.: Zur Lastaufnahme des Knochens bei Tübinger Sofortimplantaten. Dtsch. zahnärztl. Z. 35, 330 (1980)

15. MÜHLEMANN,H.R.: Periodontometrie, a method for measuring Tooth Mobility. Oral Surg. 4: 1220 (1951)

16. OCHSENBEIN,H., LUTZ,F., MÜHLEMANN,H.R.: Endosteal Oral Implantology: Two-Year Results of Mobility and Hysteresis Measurements. A. Human Study. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 87, Nr. 8, 515 (1977)

17. PICTON,D.C.A., JOHNS,R.B., WILLS,D.J., DAVIES,W.J.R.: The Relationship between the Mechanisms of Tooth and Implantat Support. Oral Sci. Rev. 5. 3, (1974)

18. PICTON,D.C.A., WILLS,D.J.: The mobility of horizontally pinned teeth in monkeys and of endosseaus blade implants. Brit. dent. J. 139. 469 (1975)

19. RANDIO,J. und PINGER,W.: Zur Biomechänik enossaler Implantate: Beweglichkeitsmessungen im Modellversuch. Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 942 (1974)

20. SCHNEIDER,H.R., KALLENBERGER,A., MESZAROS,J.: Beweglichkeitsmessungen und histologische Untersuchungen an kaufunktionell belasteten, enossalen Titaniumimplantaten in Unterkiefern adulter Bärenmakaken. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 88, Nr. 8 (1978)

21. SCHOLZ,F.: Die freie Rückstellbewegung von Oberkieferschneidezähnen während der ersten Millisekunden. Med. Diss. Tübingen 1980

22. SCHOLZ,F.: Bewegungsverhalten bei Stoßanregung des Tübinger Implantats im Vergleich zum natürlichen Zahn. Dtsch. zahnärztl. Z. 36 567 (1981)

23. SCHULTE,W.: Das enossale Tübinger Implantat aus Al_2O_3 (Frialit). Der Entwicklungsstand nach 6 Jahren. ZM 19, 1114, 20, 1181 (1981)

24. SCHULTE,W., KLEINEIKENSCHEIDT,H., LINDNER,K., SCHAREYKA,R., HEIMKE,G., GERLACH,C.H. und HARDEGG,W.: Tierexperimente zur Frage der Einheilung des Tübinger Sofortimplantates. Dtsch. zahnärztl. Z. 33, 326 (1978)

25. SCHULTE,W.: Periotest - Ein neues Verfahren und Gerät zur Messung der Funktion des Parodontiums. ZM 11 (1983)

26. SCHWENZER,N.: Grundlagen der Kieferbruchbehandlung. Deutscher Ärzte-Verlag GmbH 7, 79 (1977)

27. SOLTESZ,U., SIEGELE,D., RIEDMÜLLER,J.: Die Spannungsverteilung um ein stufenförmiges Implantat im Modellversuch und im Vergleich zu einfachen Grundformen. Dtsch. zahnärztl. Z. 36, 571 (1981)

28. TETSCH,P.: Experimentelle Untersuchungen zur primären Stabilität von Extensionsimplantaten. ZWR 82, Nr. 13 (1973)

Herrn Professor Dr. W. Schulte danke ich für die Überlassung des Themas und für wertvolle Vorschläge zur Aufgabenstellung dieser Arbeit.

Herrn Professor Dr. Dr. N. Schwenzer danke ich für seine Bereitschaft, das Koreferat zu übernehmen.

Herrn Dipl.-Phys. D. Lukas danke ich für seine Unterstützung und für wertvolle Hinweise bei der Durchführung des experimentellen Teils dieser Arbeit.

Einen ganz besonderen Dank möchte ich an Herrn Dr. F. Scholz richten für seine allzeitige hilfsbereite Betreuung.

10 LEBENSLAUF

Am 19. Februar 1947 wurde ich, Willy Hermann Holzwarth, als Sohn des Landwirts Wilhelm Holzwarth und seiner Ehefrau Magdalene, geb. Leidig, in Backnang geboren.

Ich besuchte bis 1961, 8 Jahre lang, die Volksschule in Allmersbach im Tal. Danach absolvierte ich eine landwirtschaftliche Lehre, die ich mit der Landwirtschaftsgehilfenprüfung 1965 abschloß. Bis 1969 war ich vorwiegend im elterlichen landwirtschaftlichen Betrieb tätig. Während dieser Zeit besuchte ich die landwirtschaftliche Fachschule in Backnang.

1969/70 besuchte ich die Berufsaufbauschule in Crailsheim mit dem Abschluß der Mittleren Reife. Anschließend war ich am Institut zur Erlangung der Hochschulreife am Friedrich-Eugen-Gymnasium in Stuttgart, an dem ich 1973 das Abitur ablegte.

Von 1973 bis 1975 studierte ich an der Universität Stuttgart Chemie. Im Wintersemester 1975/76 begann ich an der Universität Tübingen das Studium der Zahnmedizin. Im März 1978 bestand ich die zahnärztliche Vorprüfung; das Staatsexamen endete am 10. Dezember 1980. Die Bestallung als Zahnarzt erhielt ich am 18. Dezember 1980.

Von 1981 bis 1983 war ich an der Kieferorthopädischen Abteilung des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Tübingen als wissenschaftlicher Assistent tätig.

Seit April 1983 bin ich in der Kieferorthopädischen Praxis des Dr. W. Bätz in Rottenburg als Ausbildungsassistent tätig.

Am 15.5.1984 erhielt ich meine Anerkennung zum Führen der Gebietsbezeichnung "Zahnarzt für Kieferorthopädie".